

Zentrum für Chirurgie
Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische-,
und Wiederherstellungschirurgie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. L. Kinzl

**Kollisionsdynamik der beteiligten Fahrzeuge
als Kausalitätskriterium
für Beschleunigungsverletzungen
der Halswirbelsäule**

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Martin Elbel

Ulm

2007

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: PD Dr. Michael Kramer

2. Berichterstatter: Dr. Roland Schmid

Tag der Promotion: 13.07.2007

Für Petra und meine Tochter Fina.

Inhaltsverzeichnis

1.0	Einleitung	1
1.1	Geschichtlicher Rückblick	1
1.2	Versicherungssysteme und Schmerzensgeld	6
1.3	Begutachtung, Rechtslage und volkswirtschaftlicher Schaden	7
1.4	Aktueller Wissensstand	8
1.5	Zielsetzung der Arbeit	8
2.0	Material und Methodik	10
2.1	Studienablauf	10
2.2	Datenerhebung	10
2.3	Beschwerdelokalisation und Beginn der Beschwerden	12
2.4	Körperliche Untersuchung	13
2.5	Klassifikation der Verletzung	15
2.6	Unfallanalyse und physikalische Grundlagen	16
2.7	Statistische Auswertung	21
3.0	Ergebnisse	22
3.1	Persönliche Daten	22
3.2	Biomechanische Einflussgrößen	22
3.3	Beschwerdelokalisation und Beginn der Beschwerden	24
3.4	Körperliche Untersuchung	27
3.5	Klassifikation der Verletzung	32
3.6	Statistische Auswertung	32
4.0	Diskussion	37
4.1	Müssen Beschwerden der HWS nach PKW-Kollisionen ab einem $\Delta v > 20$ km/h für Frontalkollisionen, einem $\Delta v > 10$ km/h für Heck- und einem $\Delta v > 5$ km/h für Seitkollisionen auftreten?	37
4.2	Können Beschwerden der HWS auch bei einem $\Delta v < 20$ km/h nach Frontal-, < 10 km/h nach Heck- bzw. < 5 km/h nach Seitkollisionen auftreten?	38
4.3	Erhöht sich mit zunehmendem Δv die Verletzungswahrscheinlichkeit ?	41
4.4	Körperliche Untersuchung	45
4.5	Beeinflussen biomechanische Parameter bei vergleichbarem Δv das Auftreten von Beschwerden ?	47

4.6	Fehlerquellen bei der Unfallrekonstruktion	50
5.0	Zusammenfassung	54
6.0	Literaturverzeichnis	56
7.0	Danksagung	75
8.0	Anhang	76

Abkürzungen :

a	Beschleunigung
BMW	Bayrische Motorenwerke
BSV	Bandscheibenvorfall
C	Halswirbelkörper zervikal
DEKRA	Deutscher Kraftfahrzeugüberwachungsverein
DS	Druckschmerz
ΔV_1	Differenzgeschwindigkeit $V_1 - V_1'$
ΔV_2	Differenzgeschwindigkeit $V_2 - V_2'$
EDV	Elektronische Datenverarbeitung
EES	energy equivalent speed
EMG	Elektromyographie
G	Erdbeschleunigung
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
I	Impuls
k	Stoßfaktor
k.A.	keine Angaben
KFZ	Kraftfahrzeug
lat.	Lateral
li	links
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
m	männlich
mgh	Potentielle Energie
msec	Millisekunden
MH	Muskelhartspann
Mm.	Musculi
$0,5 mv^2$	kinetische Energie
$0,5 J\omega^2$	Rotationsenergie
m_1	Masse zum Kollisionszeitpunkt von Fahrzeug 1
m_2	Masse zum Kollisionszeitpunkt von Fahrzeug 2

Pkw	Personenkraftwagen
QTF	Quebec Task Force
S	Weg
SpS	Spontanschmerz
t	Zeit
t _s	Stoßzeit
V	Geschwindigkeit
V ₁	Geschwindigkeit Fahrzeug 1 vor dem Stoß z
V ₂	Geschwindigkeit Fahrzeug 2 nach dem Stoß (laut Konvention ist Fahrzeug das gestoßene Fahrzeug)
VDA	Verband der Automobilindustrie
w	weiblich
W _{def 1}	$0,5 m_1 \cdot EES_1^2$
W _{def 2}	$0,5 m_2 \cdot EES_2^2$
ZNS	zentrales Nervensystem
...'	Größe nach der Kollision
...1	Größe bezieht sich auf Fahrzeug 1
...2	Größe bezieht sich auf Fahrzeug 2

1.0 Einleitung

1.1 Geschichtlicher Rückblick

Die ersten Berichte über Verletzungen der HWS sind in der Literatur zu Beginn des letzten Jahrhunderts zu finden. Der Begriff „whiplash injury“ wurde 1928 in San Francisco, USA, von dem amerikanischen Orthopäden Dr. Crowe zum ersten Mal verwendet, als er von 8 HWS-Verletzungen nach Verkehrsunfällen berichtete. In den 50er Jahren trugen Gay und Abbot dazu bei, dass der Begriff an Bekanntheit weiter zunahm (37).

Zahlreiche Publikationen und Klassifikationen folgten, so dass 1995 in Canada die Quebec Task Force gegründet und beauftragt wurde, eine Literaturrecherche von 10.000 Artikeln zum Thema „whiplash“ vorzunehmen, um Klarheit über Ursachen, Klinik und Therapie der „whiplash injury“ zu schaffen (126). Resultierend aus dieser Literaturrecherche entstanden eine Therapieempfehlung und eine neue Klassifikation. Entgegen der Klassifikation von Schröter (76), fand die Ausprägung des Schadens am Fahrzeug in der Einteilung der Quebec Task Force keine Berücksichtigung bei der Klassifikation der Verletzung des Insassen, da die biomechanische Belastungen der Insassen und kollisionsdynamische Belastungen des Fahrzeuges nicht zwingend miteinander korrelieren (141).

Über die Beschwerdedauer existieren unterschiedliche Angaben. Laut Nygren entwickelt jeder zehnte Beschwerden mit einer Dauer von einem Jahr (99). Nach Johnson und MacNab entwickeln 26% bis 44% der Patienten Langzeit- und 5% chronische Beschwerden (53, 79). Hodgson berichtet von 40 Patienten, von denen nach 10- 15 Jahren noch 31% Beschwerden hatten (47). Squires beschreibt Untersuchungsergebnisse, wonach von 40 Patienten nach 10- 15 Jahren noch 70% der Patienten Beschwerden hatten (127). Nach 10 Jahren waren Nackenschmerzen bei 74% und Taubheitsgefühle bei 45% der Patienten die häufigsten Symptome (17).

Ursächlich für die Zunahme dieser Verletzung sind umweltbedingte, fahrzeugtechnische sowie insassenspezifische Faktoren. Die wichtigsten Faktoren sollen im Folgenden kurz erläutert werden.

1.1.1 Verkehrsaufkommen

In der Zeit von 1953 bis 2003 hat sich der Pkw-Bestand in Deutschland vervielfacht. Somit kommt inzwischen auf jeden zweiten Bundesbürger ein Pkw. Die dadurch steigende

Verkehrsdichte bedingt eine Zunahme der Verkehrsunfälle und damit auch einen Anstieg der Personenschäden. Im Jahr 2003 betrug die Anzahl der polizeilich als leicht verletzt eingestuften Verkehrsteilnehmer 376.466. In dieser Verletzungskategorie werden auch die HWS-Beschleunigungsverletzungen subsumiert, deren exakte Anzahl in Deutschland nicht bekannt ist. Lediglich anhand von Versicherungsstatistiken liegen Schätzungen für Deutschland vor, die sich im Jahre 1996 auf ca. 200.000 belaufen (45). Die Dynamik der Zunahme dieser Verletzungsentität wird deutlich, wenn man den 200.000 HWS-Beschleunigungsverletzungen von 1996, die Schätzung von 1989 gegenüberstellt, als die Anzahl der HWS-Beschleunigungsverletzungen noch mit 6000 veranschlagt wurde (54). Setzt man eine ausreichende Güte dieser Schätzungen voraus, besteht eine erhebliche Diskrepanz zwischen der Entwicklung des Individualverkehrs und der Zunahme der HWS-Beschleunigungsverletzungen.

Tabelle 1: Entwicklung der Straßenverkehrsbelastung und der leichtverletzten Verkehrsteilnehmer (2) im Vergleich zur Inzidenz der HWS-Beschleunigungsverletzung im Zeitraum zwischen 1989 und 1996.

		1989	1996	Zunahme
Zugelassene Pkw	(n/1000)	30000	40988	36,6%
Straßenbelastung Autobahn	(Kfz/24h)	39800	46800	17,6%
Straßenbelastung Bundesstraße	(Kfz/24h)	8100	9930	22,6%
Gurtanlegequote	(%)	96	92	-4,2%
Leichtverletzte Verkehrsteilnehmer	(n/1000)	344,8	376,7	9,3%
HWS-Beschleunigungsverletzungen	(n/1000)	6	200	3233,3%

Pkw = Personenkraftwagen, Kfz = Kraftfahrzeug, HWS = Halswirbelsäule, n = Anzahl

Während sich der Anstieg leicht verletzter Verkehrsteilnehmer mit 9,3% aus den entsprechenden Zahlen des Individualverkehrs gut erklären lässt, besteht keine Relation zu der im gleichen Zeitraum stattgefundenen Zunahme der HWS-Beschleunigungsverletzungen.

Neben den Faktoren die umgebungsbedingt sind, wie das erhöhte Verkehrsaufkommen, tragen fahrzeuggebundene Faktoren, wie die Einführung der Gurtpflicht, ebenfalls zu einem Anstieg der HWS-Beschleunigungsverletzungen bei.

1.1.2 Gurtpflicht

Zwischen 1980 und 1990 verbesserte sich die passive Sicherheit der Fahrzeuge. Mit Einführung der Gurtpflicht 1976 in Deutschland und 1985 in Amerika (16, 26, 31, 67, 68) ist ein Rückgang der schweren HWS- und Kopfverletzungen zu verzeichnen (139), wohingegen die Anzahl der leichteren HWS-Beschleunigungsverletzungen nach der Einführung der Gurtpflicht in England deutlich anstiegen (93, 101, 106, 140, 146). Dennoch erklärt die Einführung der Rückhaltesysteme den Anstieg der HWS-Beschleunigungsverletzungen nicht vollständig, da die Gurtanlagequote 1989 mit 96% bereits ein Maximum erreicht hatte und im beschriebenen Zeitraum bis 1996 auf 92% rückläufig war (2).

Aus pathophysiologischer Sicht reduziert der Gurt bei einer Frontalkollision zwar die Vorwärtsbewegung des Thorax auf 0 km/h, verhindert aber nicht die weitere Bewegung des Kopfes. Es kommt zu einer Zunahme der Relativbewegung zwischen Thorax und Kopf für Flexion und Rotation, womit die erhöhte Verletzungsgefahr der HWS erklärt wird (34, 94, 100).

Der Verlauf des Gurtes scheint ebenfalls einen Einfluss auf die Beschwerdehäufigkeit zu haben. Von Koch beobachtete, dass bei viertürigen Pkws im Vergleich mit zweitürigen ein höheres Risiko einer HWS-Verletzung besteht. Der Einzige Unterschied, der laut v. Koch bestand, war der Verlauf und die Positionierung des Sicherheitsgurtes (101).

Für eine korrekte Positionierung des Sicherheitsgurtes ist die Stellung des Sitzes letztendlich nicht unwichtig. Bedeutender scheint aber die Konstruktion des Autositzes vor allem bei Heck-Kollisionen zu sein.

1.1.3 Sitzkonstruktion

Die Stabilität einer Sitzlehne ist von einer steifen und einer elastischen Komponente abhängig. Bei überwiegen der elastische Komponente, besteht bei einer Heckkollision

mitunter die Gefahr, dass die Insassen eine höhere Beschleunigung durch die Sitzlehne erfahren, als ursprünglich durch das auffahrende Fahrzeug verursacht wurde (139).

Auf dem Gebiet der Sitzkonstruktion wurden in der Vergangenheit einige Fortschritte erzielt. Volvo entwickelte einen Sitz, der bei Heckkollision nachgibt und damit die Relativbewegung zwischen Kopf und Thorax reduziert (28, 44, 100).

Eine zentrale Rolle nimmt daher die Kopfstütze bei der zunehmenden Anzahl an HWS-Beschleunigungsverletzung ein.

1.1.4 Kopfstützen

Der Einsatz von Kopfstützen reduzierte die Verletzungsrate im Bereich der HWS um bis zu 30% (21). Dennoch ist die Einstellung der Kopfstützen in vielen Fahrzeugen fehlerhaft (102). Die Höhe und der Abstand zwischen Kopf und Kopfstütze beeinflussen den protektiven Wert der Kopfstützen maßgeblich.

Es konnte in sieben Arbeiten gezeigt werden, dass, in Bezug auf die Höhe, bei korrekt eingestellten Kopfstützen, die Häufigkeitsrate der Verletzungen kleiner war (28, 34, 39, 52, 125, 129, 146). Die Höheneinstellung der Kopfstütze, hat somit eine besondere Relevanz (21). Je weiter die Kopfstütze unterhalb des Kopfschwerpunktes eingestellt ist, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit einer Hyperextension, da die Kopfstütze als Hypomochlion wirken kann (137). Diese Erkenntnis konnte nur für Frauen als signifikant nachgewiesen werden.

Mit der Zunahme des Abstandes zwischen Kopf und Kopfstütze über 10 cm vergrößert sich besonders bei Heckkollisionen die Relativbewegung zwischen Kopf und Thorax. Die Größe des Bewegungsausmaßes des Kopfes bei einer Heckkollision korreliert positiv mit der Dauer der Beschwerden (28, 33, 34, 39, 52, 102, 125, 129, 142, 148).

Saab entwickelte mit diesem Hintergrundwissen ein aktives Kopfstützensystem. Im Gegensatz zu der beweglichen Sitzlehne von Volvo beschränkte sich Saab auf eine bewegliche Kopfstütze, welche bei einer Heckkollision das Bewegungsausmaß des Kopfes reduziert. Diese Systeme führen, wissenschaftlich nachgewiesen, zu einer Reduktion des Verletzungsrisikos (49, 78, 138). Allerdings beschränkt sich das Angebot auf wenige Automarken und damit auf einen kleinen Konsumentenkreis.

Neben den umgebungs- und fahrzeugspezifischen Faktoren, die auf den Anstieg der HWS-Verletzungen einen Einfluss haben, wurden auch psychische Prädispositionen in Bezug auf

die Häufigkeitsverteilung von HWS-Beschwerden nach HWS-Verletzungen bei Männern und Frauen vermutet.

1.1.5 Psychische Vulnerabilität

Gay und Abbot äußerten 1953 bereits den Verdacht, dass Personen, die im Alltag stressbedingt die Neigung zu muskulären Verspannungen haben, prädisponiert sind für die Entwicklung von schleudertrauma-assoziierten Beschwerden (37). Die Stressbelastung in Beruf und Alltag hat seit 1953 eher zugenommen und Untersuchungen aktuelleren Datums bestätigen das erhöhte Aufkommen von Muskelschmerzen im Nackenbereich im Zusammenhang mit beruflichem Stress (77). Karlsborg et al beobachtete dass ein erhöhtes Maß an Stress zum Zeitpunkt des Unfalls mit einem negativen Krankheitsverlauf einhergeht (57).

Bezüglich einer typischen psychischen Prädisposition zur Entwicklung von HWS-Beschwerden nach einer Kollision existieren unterschiedliche wissenschaftliche Erkenntnisse. Castro führte eine so genannte „Placebo- Heckkollisionen“ durch (20). Ziel dieses Versuches war die Demonstration, dass die Schmerzen bei HWS-Schleudertraumen zu einem großen Teil psychischen Ursprungs seien. Dem Probanden wurde zum Zeitpunkt des vermeintlichen Aufpralls akustisch durch zerbrechendes Glas und visuell durch einen schon vor der Kollision verursachten Schaden am Fahrzeug suggeriert, dass eine Kollision stattgefunden hatte. 20% der Probanden, die auch über psychosomatische Beschwerden klagten, entwickelten tatsächlich innerhalb der ersten drei Tage Beschwerden (20).

Radanov hingegen konnte durch seine Untersuchungen keine signifikanten psychosozialen Faktoren finden, die eine Vorhersage des Krankheitsverhalten erlaubten (112). Die Vermutung von Van der Donk, dass Personen mit neurotischen Verhaltensstörungen vermehrt zu HWS-Beschwerden neigen, ließ sich in seiner Studie nicht bestätigen (136).

In einer Arbeit neueren Datums von Kivioja wurde die psychiatrische Morbidität mittels einem halbstrukturierten Interview untersucht und festgestellt, dass Patienten mit chronischen Schmerzen nach einer HWS-Distorsion bereits schon vor dem Trauma eine Neigung zu einer psychiatrischen Erkrankung hatten und öfter an einer Depression erkrankten als Patienten, die nach dem Trauma keine chronischen Schmerzen entwickeln (58).

Zusammenfassend lässt sich nicht eindeutig feststellen, ob die erhöhte Stressbelastung zu einer Zunahme an HWS-Beschleunigungsverletzungen führt.

1.2 *Versicherungssysteme und Schmerzensgeld*

Keiner der bisher genannten Faktoren ließ sich jedoch als eindeutige Ursache für den Anstieg der HWS-Beschleunigungsverletzungen identifizieren. Dennoch muss es einen Grund für das erhöhte Aufkommen allein von HWS-Beschleunigungsverletzungen geben. Richtet man seinen Blick deshalb nicht auf die Umstände und den Kollisionsablauf, sondern auf die Beschwerdeentwicklung und das Verhalten nach der Kollision, so liefert einem das Versicherungssystem einen möglichen Anhalt für die zunehmende Zahl an HWS- Beschleunigungsverletzungen.

Es ist unbestritten, dass Unfallopfer versuchen finanzielle Entschädigung nach unverschuldeten Pkw/Pkw Kollisionen zu fordern. Es ist weiter anzunehmen, dass bei weitem nicht alle Unfallopfer Beschwerden erlitten haben, die dieses Verhalten rechtfertigen, wodurch die Ausgaben der Versicherungsgesellschaften ungerechtfertigt in die Höhe getrieben werden.

Die Bereitschaft, Schmerzensgeld einzuklagen scheint dabei in einem engen Zusammenhang mit dem jeweiligen Versicherungssystem und den gewährleisteten Schmerzensgeldzahlungen der Region zu stehen. In Kanada wurden in der Provinz Saskatchewan diesbezüglich Untersuchungen durchgeführt.

Bis 1995 existierte in Saskatchewan das sog. Tort-System. Es ermöglichte Personen, die in einem Verkehrsunfall verwickelt waren Schmerzensgeldforderungen von den Versicherungen einzuklagen. Am 1. Januar 1995 wurde das Tort-System in ein No-fault-System umgewandelt. In diesem System wurden lediglich Klagen zugelassen, in denen die medizinische Kosten über 500.000 \$ lagen.

Die Folge war ein Rückgang der Schmerzensgeldforderungen um 43% bei den Männern und 15% bei den Frauen (17). Der Anteil der Frauen war vor und nach der Umstellung immer höher als der Anteil der Männer (17).

Eine mit Saskatchewan vergleichbare Situation herrschte in Victoria und West Australien. Die Anzahl der Anspruchsteller in Victoria reduzierte sich durch die Umstellung des Versicherungssystems in 7 Jahren von 17% auf 10%. Zur gleichen Zeit wurde in West

Australien das alte Versicherungssystem mit Schmerzensgeldzahlungen beibehalten. Hier betrug der Anteil an Klägern mit HWS-Beschwerden 25% (115).

Das Versicherungssystem in Deutschland ist mit dem in Saskatchewan oder West Australien vergleichbar. Das heißt, der Geschädigte kann vor Gericht, unabhängig von der Höhe der medizinischen Kosten, die Versicherung des Schadenverursachers auf die Zahlung von Schmerzensgeld verklagen. Daher sind HWS-Beschleunigungsverletzungen nach PKW-Kollisionen immer wieder Gegenstand gerichtlicher Auseinandersetzungen in Bezug auf Schadensersatz und Schmerzensgeld.

1.3 Begutachtung, Rechtslage und volkswirtschaftlicher Schaden

In Deutschland schreibt der Gesetzgeber dem Verletzten mit dem § 286 der Zivilprozessordnung vor, den Vollbeweis dafür zu erbringen, dass der Unfall die Ursache seiner Beschwerden ist (1).

Für strukturelle Verletzungen der Halswirbelsäule, wie Frakturen, Gelenk-Luxationen und ligamentäre Rupturen die in der Gruppe IV der QTF-Klassifikation (126) zusammengefasst und radiologisch nachgewiesen werden können, kann die unfallbedingte Kausalität durch den medizinischen Gutachter, den Versicherungsvertreter und den Richter erbracht und nachvollzogen werden.

Für Verletzungen, die sich durch klinische Symptome mit persistierenden Schmerzen und Bewegungseinschränkungen der Halswirbelsäule ohne radiologisch nachweisbare strukturelle Verletzungen bemerkbar machen und in der Gruppe I und II der QTF (126) zusammengefasst werden, gibt es augenblicklich aus medizinischer Sicht keine objektiven Parameter, um den geforderten Vollbeweis für die Beschwerden zu erbringen.

Der Anteil der QTF-I und- II Verletzungen am Gesamtkollektiv beträgt aber über 70% und ist damit der größte und kostenintensivste. Der volkswirtschaftliche Schaden bedingt durch HWS-Beschleunigungsverletzungen summiert sich in Deutschland letztlich auf ca. 1 Mrd. Euro jährlich (75) und europaweit auf ca. 10 Mrd. Euro (111). In den Vereinigten Staaten werden pro Jahr sogar 29 Mrd. US-Dollar veranschlagt (35). Hierbei ist zu bedenken, dass 46% der Gesamtkosten durch den Anteil chronischer Patienten verursacht werden, der von der Quebec Task Force mit 12,5% angegeben wird (126).

Die Zahlen machen deutlich, dass zur Beurteilung der Plausibilität einer HWS-Verletzung dringend ein Verfahren benötigt wurde.

Aus orthopädisch/traumatologischer Sicht kann eine morphologische Verletzung nur dann auftreten, wenn die einwirkende biomechanische Belastung die maximal tolerable Schwelle der betroffenen Strukturen überschreitet (19). Gemäß diesem Grundsatz wurde von unfallanalytischer Seite versucht eine tolerable Schwelle zu definieren.

Es wird davon ausgegangen, dass nur bei Überschreiten einer Harmlosigkeitsgrenze, die bei einer kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung ab Δv 10 km/h definiert wurde, versicherungsrelevante Schäden nach Pkw-Heckkollisionen auftreten können (27, 42, 75, 88, 89, 91, 92, 97).

Für Frontkollisionen wird die Harmlosigkeitsgrenze zwischen Δv 20-30 km/h angenommen (116, 144). In der vorliegenden Arbeit wurde die Harmlosigkeitsgrenze demnach bei Δv 20 km/ festgelegt.

Für Seitkollisionen wird eine Harmlosigkeitsgrenze von 5 km/h angenommen (10, 11).

1.4 *Aktueller Wissensstand*

Bisher wurden zwei Arbeiten veröffentlicht, in denen die Unfallanalytik zusammen mit den klinischen Beschwerden erfasst wurde (51, 72). Zur Bestätigung der Harmlosigkeitsgrenze eignen sich diese Arbeiten dennoch nicht, da nur für die Kollisionen eine Unfallanalyse erstellt wurde, bei denen die Insassen verletzt wurden. Bisher existiert keine Arbeit zur Validierung der Harmlosigkeitsgrenze anhand eines Kollektivs bestehend aus Verletzten und Unverletzten, also einer repräsentativen Gruppe der Bevölkerung.

1.5 *Zielsetzung der Arbeit*

Zielsetzung war die Überprüfung von Zusammenhängen von klinischen Befunden und unfallanalytischen Ergebnissen. Hierzu werden folgende Hypothesen formuliert:

1. Mit zunehmendem Δv erhöht sich die Wahrscheinlichkeit einer Verletzung.
2. Beschwerden der HWS nach Pkw-Kollisionen können auch bei einem $\Delta v < 10$ km/h auftreten.

-
3. Biomechanische Parameter wie Kopfstützen, Blickrichtung, und Sitzposition zum Zeitpunkt der Kollision haben bei vergleichbarem Δv einen Einfluss auf das Auftreten von Beschwerden.

2. Material und Methodik

Die Arbeit ist eine prospektive Erhebung und stellt die Frage nach dem Zusammenhang klinischer Daten der Beschleunigungsverletzungen der HWS und der Unfalldynamik. Eine Genehmigung der Ethikkommission wurde eingeholt (Antrag Nr. 66/2000).

Die unfallanalytische Analyse erfolgte durch Mitarbeiter der DEKRA-Niederlassung in Ulm.

2.1 Studienablauf

Die Rekrutierung von 57 Probanden erfolgte über einen Zeitraum von 12 Monaten. Das Kollektiv bestand aus Personen, welche nach einer Pkw/Pkw-Kollision bei der DEKRA-Niederlassung Ulm ein Gutachten zur Schadensbegleichung in Auftrag gaben und deren Unfallgegner. Beide verunfallten Fahrzeuge wurden von einem DEKRA-Sachverständigen besichtigt, die Deformationstiefe durch Vermessung des Fahrzeuges ermittelt und Lichtbilder angefertigt.

Der Halter des jeweiligen Fahrzeuges erhielt nach Aushändigung eines Informationsblattes und Gabe der schriftlichen Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie einen Fragebogen. Wurden die Fragebögen beider an der Pkw/Pkw-Kollision beteiligten Fahrer vollständig ausgefüllt abgegeben und konnten beide Fahrzeuge besichtigt werden, erfolgte die Aufnahme des Falles in die Studie.

Zusätzlich wurden Patienten, die nach einem Pkw-Unfall in der Notfallambulanz der Universitätsklinik Ulm behandelt wurden in die Studie eingeschlossen. Die Ermittlung der Unfallgegner, die Zusendung eines Informationsschreibens und einer Einverständniserklärung zur Studie, sowie die Besichtigung der Unfallfahrzeuge mit Ermittlung der Deformationstiefe und Anfertigung von Lichtbildern erfolgte in gleicher Weise. Es wurden nur Patienten in die Studie aufgenommen, wenn beide am Unfall beteiligten Fahrer den Fragebogen abgaben und beide Unfallfahrzeuge vor Durchführung von Reparaturmaßnahmen besichtigt werden konnten.

2.2 Datenerhebung

Der Fragebogen erfasste die Erhebung verschiedener Parameter, die im Folgenden beschrieben werden.

2.2.1 Persönliche Daten

Von jedem Probanden wurden die Adresse, das Geburtsdatum und der Beruf erfasst.

2.2.2 Biomechanische Einflussgrößen

Es folgte die Erfassung der biomechanischen Einflussgrößen mit Unterteilung in kollisionsbedingte und fahrzeugbauabhängige Parameter.

2.2.2.1 *Kollisionsbedingte, biomechanische Einflussgrößen*

Unter den kollisionsbedingten biomechanischen Einflussgrößen wurden die Umstände zum Zeitpunkt der Kollision zusammengefasst, die auf den Verletzungsmechanismus und mögliche Folgeschäden der HWS einen Einfluss haben könnten (Tabelle 2).

Tabelle 2: Kollisionsbedingte, biomechanische Einflussgrößen, die durch einen Fragebogen evaluiert wurden

<i>Art der Kollision</i>	<i>Sitzposition</i>	<i>Blickrichtung</i>	<i>Angeschnallt</i>
Heckkollision	Fahrer	vorne links rechts	Ja/ Nein
Seitkollision	Beifahrer		
Frontalkollision	Links		
Überschlag	Rücksitz Rechts		
Mehrfachkollision	Mitte		

2.2.2.2 *Fahrzeugbau abhängige biomechanische Einflussgrößen*

Parameter, die von Ausstattung des Fahrzeuges abhängig sind und ebenfalls einen Einfluss auf den Verletzungsmechanismus haben könnten, wurden als Fahrzeugbau abhängige biomechanische Einflussgrößen erfragt (Tabelle 3).

Tabelle 3: Fahrzeugbau abhängige biomechanische Einflussgrößen

<i>Kopfstützen</i>	<i>Airbags</i>	<i>ausgelöste Airbags</i>	<i>Pkw</i>
Ja	Front	Front	Typ
Nein	Seite	Seite	Masse

Pkw = Personenkraftwagen

Die Fahrzeuge wurden nach ihrem Gewicht in 3 Klassen eingeteilt: Klasse I: 700-1000 kg, Klasse II: 1001-1300 kg und Klasse III: 1301 bis 2000 kg.

2.3 *Beschwerdelokalisation und Beginn der Beschwerden*

Die Probanden wurden nach der Lokalisation der Beschwerden befragt. Es wurde zwischen Kopf, Nacken, Schulter/Arme und der Wirbelsäule mit Brust-, Lenden- und Steißbereich differenziert. Zusätzlich wurden die Probanden nach dem Beginn der Beschwerden gefragt. Folgende Antworten waren möglich: „sofort“, „nach Minuten bis Stunden“, „Stunden bis ein Tag“, „nach 2-3 Tagen“, „nach 4-5 Tagen“ und „später als 5 Tage“.

Weiter wurde nach einer subjektiven Bewegungseinschränkung der HWS gefragt.

2.3.1 Subjektive neurologische Beschwerden des zentralen und peripheren Nervensystems

Alle Probanden wurden nach neurologischen Beschwerden des ZNS wie Konzentrationsstörungen, Ohrgeräusche, Hör- oder Sehstörungen, sowie nach neurologischen Beschwerden des peripheren Nervensystems wie Schwäche/Lähmung und Sensibilitätsstörungen der Arme und Beine befragt.

2.3.2 Schmerzintensität

Zur Quantifizierung der Schmerzempfindung wurden die Probanden nach der Einschätzung ihres unfallbedingten Schmerzes befragt. Mit Hilfe einer visuellen Analogskala von 0, für keinen Schmerz, bis 10, für stärkste Schmerzen, konnte die maximale, die mittlere und die potentiell erträgliche Schmerzstärke angegeben werden. Zur Objektivierung der aufgrund der unterschiedlichen Schmerzschwellen der Probanden gemachten Schmerzangaben wurde vom mittleren der potenzielle Schmerzwert abgezogen.

2.3.3 Disability Score

Um die schmerzbedingte Beeinträchtigung im alltäglichen Leben zu quantifizieren, gaben die Probanden auf einer visuellen Analogskala von 0, für keine Beeinträchtigung, bis 10, für die stärkste Beeinträchtigung ihre Einschränkung für folgende Faktoren an: Familienleben, Freizeit, Beruf, sexuelle Aktivität, Selbstversorgung, sowie Schlafen.

Nach Summation aller Werte wurde das Ergebnis durch die Anzahl der Faktoren dividiert und das Ergebnis als Disability Score verwendet.

2.3.4 Frühere Unfälle und vorbestehende Beschwerden

Zur Differenzierung vorbestehender Beschwerden, wurde der Proband zum einen nach früheren Verletzungen der HWS sowie nach Beschwerden unmittelbar vor dem aktuellen Unfall im Bereich der Wirbelsäule befragt.

2.4 *Körperliche Untersuchung*

Alle Personen, die im Fragebogen Schmerzen angaben wurden zu einer körperlichen Untersuchung einbestellt. Personen, die über Beschwerden klagten und nicht zur Untersuchung bereit waren, wurden aus der Studie ausgeschlossen.

Die körperliche Untersuchung erfolgte anhand eines standardisierten Untersuchungsbogens durch immer den gleichen Untersucher. Die klinische Untersuchung erfolgte um die Verletzungen entsprechend der QTF zu klassifizieren und somit möglichst homogene Patientengruppen zu bilden. Im Folgenden werden die einzelnen Untersuchungskriterien beschrieben.

2.4.1 Palpatorische Untersuchung der paravertebralen Muskulatur der HWS

Die paravertebrale Muskulatur der HWS, der M.sternocleidomastoideus sowie der M.trapezius wurden palpiert und auf Spontan- und Druckschmerzpunkte sowie Verhärtungen abgesucht.

2.4.2 Palpatorische Untersuchung der knöchernen- und ligamentären Strukturen

Durch Palpation der Processus spinosi, der Processus transversi und der verbindenden Ligamente erfolgte die Lokalisation der druckschmerzhaften Strukturen.

2.4.3 Beweglichkeitsbestimmung der HWS

Die Rotation, Seitneigung, Inklinatation und Reklination der HWS wurden nach der Neutral-Null- Methode mit einem Winkelmesser bestimmt. Alle Probanden wurden von derselben Person untersucht. Vor der Messung wurde die subjektiv empfundene Bewegungseinschränkung erfragt und in vier Grade eingeteilt: keine, wenig, mäßig und stark.

2.4.4 Neurologische Untersuchung des Nervensystems

Die neurologische Untersuchung der zervikalen Nervenwurzeln der oberen Extremität gliederte sich in die Prüfung der motorischen Funktion, der Muskeleigenreflexe und der Sensibilität im Seitenvergleich (Tabelle 4).

Tabelle 4: Darstellung der zervikalen Segmente mit den klinisch untersuchten Kennmuskeln und Reflexen.

<i>Zervikale Segmente</i>	<i>Kennmuskeln</i>	<i>Muskeleigenreflexe</i>
C5:	<i>M. deltoideus</i>	
C6:	<i>M. biceps brachii</i>	<i>Bizepssehnenreflex</i>
C7:	<i>M. trizeps</i>	<i>Trizepssehnenreflex</i>
C8:	<i>Fingerspreizkraft</i>	

C = Halswirbel, M. ...= Musculus

Bei neurologischen Defiziten oder bei Verdacht auf strukturelle Verletzungen der HWS in Folge des Unfalles erfolgten eine konventionelle radiologische Diagnostik und Funktionsaufnahmen der HWS in Extension und Flexion.

Tabelle 5: Darstellung der klinisch untersuchten Hirnnerven.

Hirnnerven-Tests	
<i>N. opticus I</i> <i>N. oculomotorius III</i> <i>N. trochlearis IV</i> <i>N. abducens VI</i>	<i>Sehtest, Occulomotorik</i> <i>Pupillenform, Lichtreaktion</i>
<i>N. trigeminus V</i>	<i>Gesichtsmimik</i>
<i>N. vestibulocochlearis VIII</i>	<i>Hören</i> <i>Gleichgewicht mit offenen / geschlossene Augen</i>
<i>N. facialis VII</i>	<i>Sensibilität Gesicht</i>

N. = Nervus

Bei allen Patienten, die mit V.a. strukturelle Verletzungen in die Notfallambulanz gebracht wurden, wurde aus medizinischen Gründen auf eine primäre körperliche Untersuchung, wie in den vorangegangenen Abschnitten beschrieben, verzichtet. Stattdessen wurde eine adäquate radiologische Untersuchung eingeleitet.

2.5 Klassifikation der Verletzungen

Die Verletzungen der HWS wurden, unter Berücksichtigung der klinischen und radiologischen Symptome, nach der Einteilung der Quebec Task Force klassifiziert (Tabelle 6) (126)

Tabelle 6: Klassifikation der HWS-Verletzungen mit der jeweiligen Symptomatik nach der Quebec Task Force.

Klassifikation nach Quebec Task Force	
0	<i>Keine Beschwerden/ physische Zeichen</i>
1	<i>Nackenschmerz/ Steifigkeit, Berührungsempfindlichkeit, keine physischen Zeichen</i>
2	<i>Nackenbeschwerden u. muskuloskelettale Zeichen (incl. verringertem Bewegungsumfang und Druckschmerz)</i>
3	<i>Schmerzen und neurologische Zeichen (incl. Abschwächung/Verlust tiefer Sehnenreflexe, Schwäche, sensorische Defizite)</i>
4	<i>Nackenbeschwerden und Fraktur oder Dislokation</i>

HWS = Halswirbelsäule

2.6 *Unfallanalyse und physikalische Grundlagen*

Die Unfallanalyse erfolgte durch einen Techniker und einen Diplomanten der DEKRA-Niederlassung Ulm. Die Unfallorte wurden besichtigt und photographisch dokumentiert.



Abbildung 3: Beispiel einer Fotodokumentation eines Unfallortes und des Fahrzeugs.

Die beteiligten Fahrzeuge wurden vermessen und der entstandene Schaden ebenfalls fotografisch dokumentiert.



Abbildung 4: Beispiel für die fotografische Dokumentation mit Vermessung der Unfallfahrzeuge.

2.6.1 *Physikalische Grundlagen zur Unfallanalyse*

Folgende physikalischen Gesetzmäßigkeiten dienen als Grundlage für die Berechnung der Unfallanalyse.

2.6.1.1 *Impulserhaltungssatz*

Die Kollision zweier Fahrzeuge kann als ein geschlossenes System, ohne äußere Krafteinwirkungen betrachtet werden. Somit können die Reibungskräfte der Reifen außer Acht gelassen werden. Man geht bei der weiteren Berechnung davon aus, dass der Gesamtimpuls, d.h. die Vektorsumme aller Einzelimpulse konstant ist.

Der Impuls eines Körpers definiert sich als das Produkt einer Masse x Geschwindigkeit. Das bedeutet in Bezug auf die Kollision zweier Fahrzeuge, dass der Impuls vor der Kollision gleich dem Impuls nach der Kollision ist.

$$I_1 + I_2 = I'_1 + I'_2$$

aus $I = m \times v$ folgt dann:

$$m_1 \times V_1 + m_2 \times V_2 = m_1 \times V'_1 + m_2 \times V'_2$$

2.6.1.2 Drallsatz

In einem abgeschlossenen System kann der Drehimpuls ebenfalls als konstant angenommen werden, der sich aus der Vektorsumme aller Einzelimpulse zusammensetzt. Definiert wird der Drehimpuls als Produkt aus Massenträgheitsmoment und Winkelgeschwindigkeit:

$$I_1 \times \omega_1 + I_2 \times \omega_2 = I_1 \times \omega_1' + I_2 \times \omega_2'$$

2.6.1.3 Energieerhaltungssatz

Auch die Summe der potentiellen und kinetischen Energie bleibt im abgeschlossenen System konstant. Bei einer Kollision ist die potentielle Energie vernachlässigbar. Die kinetische Energie wird in Verformungsarbeit umgesetzt. Mathematisch wird die Berechnung der auftretenden Energie – Umwandlung wie folgt dargestellt:

$$0,5 m_1 \times V_1^2 + 0,5 m_2 \times V_2^2 = 0,5 m_1 \times V_1'^2 + 0,5 m_2 \times V_2'^2 \\ + A_{\text{rot } 1} + A_{\text{rot } 2} + W_{\text{def } 1} + W_{\text{def } 2}$$

2.6.1.4 Stoßziffer

Die Stoßziffer k gibt darüber Aufschluss, wie viel der Gesamtenergie in Verformungsenergie umgewandelt wurde. Berechnet wird sie als Verhältnis zwischen den Relativgeschwindigkeiten der Fahrzeuge vor und nach der Kollision:

$$k = (v_2' - v_1') / (v_1 - v_2)$$

2.6.2 Rechnerische und graphische Verfahren

Zur Berechnung des Δv in der Unfallanalyse werden unterschiedliche Verfahren und technische Hilfsmittel verwendet .

Die Analyse kann auf rechnerischem oder auf graphischem Weg erfolgen. Die Wahl des Verfahrens ist abhängig vom Kollisionstyp und der Qualität und Quantität der Informationen zum Unfallgeschehen. In Tabelle 6 werden die gängigen Verfahren von links nach rechts aufgelistet. Die Eingangsgrößen sind links von oben nach unten aufgeführt. Die Punkte kennzeichnen die jeweiligen Eingangsgrößen, die für die korrekte Berechnung der Unfallanalyse benötigt werden. Es wird deutlich, dass die Verfahren mit unterschiedlicher Anzahl und Qualität der Eingangsgrößen arbeiten.

Im Folgenden sollen nur die Verfahren erläutert werden, die in der vorliegenden Arbeit verwendet wurden.

2.6.2.1 EES-Methode

Die EES-Methode gehört zu den rechnerischen Verfahren. Um einen Zusammenhang zwischen den Beschädigungsbildern der Fahrzeuge und der Verformungsenergie zu erhalten wurde 1980 von Burg/Martin/Zeidler die EES-Methode entwickelt. Der EES-Wert entspricht der Geschwindigkeit, mit der ein Fahrzeug gegen ein festes Hindernis gefahren werden muss, um eine bestimmte Beschädigung zu erzeugen. Die Einheit des EES-Wertes ist Kilometer pro Stunde.

Bei der Rekonstruktion einer Kollision wird den beschädigten Fahrzeugen ein EES-Wert durch den Vergleich von Bildern aus Crash- Versuchen zugeordnet. Zwar liegen nicht für jeden Kollisions- und Autotyp exakt dieselben Versuche vor, eine näherungsweise Zuordnung wird aber dennoch durchgeführt.

2.6.3 Vorgehensweise bei der Unfallrekonstruktion

Die Vorgehensweise erfolgt in Abhängigkeit vom Kollisionstyp und den verfügbaren Eingangsgrößen mit Auswahl unterschiedlicher Berechnungsverfahren.

2.6.3.1 Vorgehensweise bei Auffahrunfällen

Bei den Auffahrkollisionen wird folgendes angenommen:

$$A_{\text{rot}} = 0$$

$$V_2 = 0$$

$$k \approx 0,4 \text{ für } v_1 \text{ unter } 10 \text{ km/h}$$

$$k \approx 0,3 \text{ für } v_1 \text{ von } 10 - 20 \text{ km/h}$$

$$k \approx 0,1 \text{ für } v_1 \text{ über } 20 \text{ km/h}$$

A_{rot} kann mit 0 angenommen werden, da die Rotationsenergie bei reinen Auffahrkollisionen keine Rolle spielt. Für die Geschwindigkeit des gestoßenen Fahrzeuges (V_2) kann 0 angenommen werden, da es unerheblich ist, auf welchem Geschwindigkeitsniveau die Kollision stattfindet. Entscheidend sind die Differenzgeschwindigkeiten.

Die Werte für den Stoßfaktor k wurden auf Grundlage von 15 Wildhaus-Crash-Versuchen der DEKRA, die 1996 durchgeführt wurden, ermittelt. Zum Kollisionszeitpunkt durfte der Winkel der Fahrzeuglängsachsen 10° nicht übersteigen, da so der Längsanteil des Stoßes überwog. War der Winkel der Fahrzeuglängsachsen größer als 10° , wurde von einer Kollision mit seitlicher Beteiligung ausgegangen, und es erfolgte eine andere Vorgehensweise bei der Rekonstruktion.

Die EES-Werte wurden durch Vergleichen mit dem EES-Katalog (DEKRA internes Mittel) ermittelt.

Somit erhält man die drei Gleichungen: Impulssatz, Energieerhaltungssatz und die Stoßziffergleichung mit den drei Unbekannten V_1 , V_1' und V_2' . Die Lösung des Gleichungssystems ist nun möglich.

2.6.3.2 *Vorgehensweise bei schiefwinkligen Kollisionen*

Für Kollisionen mit einem Kollisionswinkel, der größer als 10° ist, ist ein anderes Vorgehen notwendig. Zur Berechnung der Unfallanalytik stehen zwei Verfahren zur Verfügung: Das graphische mit Hilfe des Stoßantriebs-Balance-Diagramms von Prof. Dr. tech. Silbar oder die EES-Methode. Wie aus Tabelle 23 im Anhang hervorgeht, werden für beide Verfahren die gleichen Eingangsgrößen benötigt.

In der vorliegenden Arbeit waren Kollisionsort sowie die Fahrzeugendstände nicht immer bekannt. Aussagen über den Kollisionsauslauf oder Auslaufwinkel waren demnach nicht

immer möglich. Eine genaue Rekonstruktion konnte daher nicht immer durchgeführt werden.

Um dennoch eine Berechnung zu ermöglichen, werden die fehlenden Eingangsgrößen rechnerisch abgeschätzt. Der Rotationsanteil wird vernachlässigt und die Kollision wie eine Auffahrkollision behandelt. Um die Berechnung zu erleichtern, wird dem gestoßenen Fahrzeug die Kollisionsgeschwindigkeit 0 unterstellt. Es erfolgt dann die Schätzung des EES-Wertes und der Vergleich mit den Versuchen der DEKRA.

2.6.4 Genauigkeit der Ergebnisse

Die Eingangsgrößen EES1 und EES2 sind Werte, die durch Vergleichen mit Fotos aus Crash-Versuchen ermittelt wurden. Im EES-Katalog der DEKRA werden die EES-Werte mit einer Genauigkeit von ± 2 km/h angegeben. Aus diesem Grund kann die Genauigkeit der EES-Werte in der vorliegenden Arbeit auch mit ± 2 km/h angenommen werden.

Die Vermessung der Deformationstiefe erfolgte mit einem Meterstab. Die Genauigkeit kann hier mit ± 1 cm angegeben werden.

Die erste Kommastelle der Δv -Werte wurde ab-, bzw. aufgerundet.

2.7 *Statistische Auswertung*

Die Auswertung erfolgt deskriptiv für alle bestimmten Parameter. Die EDV-Analyse wurde mit dem Statistik-Programm SAS® Version 8.2 durchgeführt. Aufgrund der geringen Fallzahl wurde keine teststatistische Auswertung durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1 *Persönliche Daten*

N = 57 Personen waren in 51 Pkws beteiligt. Insgesamt waren 68 Pkws beteiligt, wovon in 17 Fällen kein klinischer Datensatz der Insassen gewonnen werden konnte.

Die 57 Personen teilten sich in n = 25 Männer und n = 32 Frauen auf. Die Altersverteilung der Männer lag zwischen 3 und 90 Jahren. Der Median betrug 33 Jahre. Die Altersverteilung der Frauen lag zwischen 18 und 59 Jahren, mit einem Median von 30 Jahren. Nahezu alle Berufsgruppen waren in beiden Geschlechtsgruppen vertreten.

3.2 *Biomechanische Einflussgrößen*

3.2.1 Kollisionsbedingte, biomechanische Einflussgrößen

Mit n = 21 (36 %) war die Heckkollision der häufigste Kollisionstyp, gefolgt von den Seitkollisionen mit n = 19 (33 %) und den Frontkollisionen mit n = 13 (23 %), sowie 3 Mehrfachkollisionen und 1 Überschlag.

N = 48 (84 %) der Probanden waren Fahrer und saßen somit auf der linken Seite des Fahrzeuges in Fahrtrichtung. Auf der Beifahrerseite saßen lediglich 7 (12 %) und nur 2 (3 %) auf dem Rücksitz.

Der Blick zum Zeitpunkt der Kollision war, nach Angaben der Probanden, bei n = 38 (76 %) nach vorne gerichtet. N = 5 (10 %) Probanden schauten nach links und n = 7 (14 %) schauten nach rechts.

Die Abbildung 5 zeigt die jeweilige Blickrichtung der Probanden in Abhängigkeit von der erlittenen HWS-Verletzung – hier als QTF-Klassifikation angegeben - und der Art der Kollision.

War der Blick während der Kollision in den Rückspiegel gerichtet, wurde dies als Blick nach vorne gewertet. 7 Probanden konnten entweder aus medizinischen Gründen (Intubation) nicht zur Blickrichtung während der Kollision befragt werden oder konnten sich nicht mehr an die Blickrichtung erinnern.

56 Probanden waren zum Zeitpunkt der Kollision angeschnallt. Eine Person machte keine Angabe zum Gurtstatus.

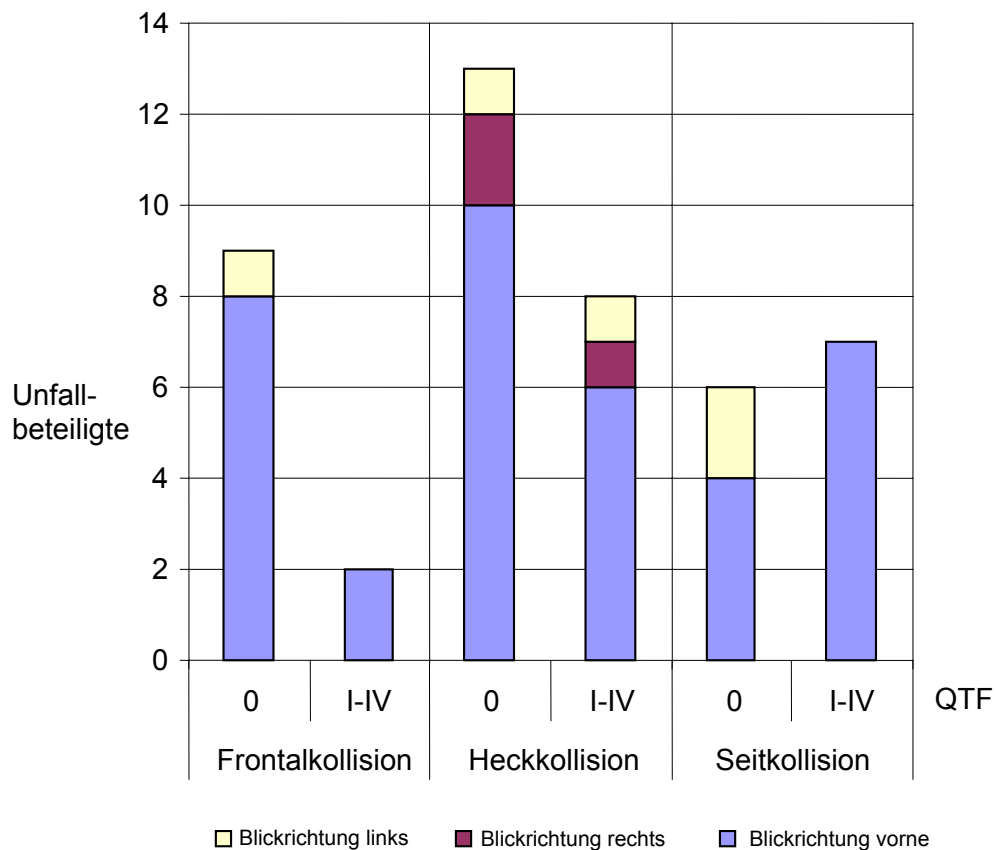


Abbildung 5: Graphische Darstellung der Blickrichtung in Abhängigkeit von der QTF-Klassifikation und vom Kollisionstyp.
QTF = Quebec Task Force

3.2.2 Fahrzeugbau abhängige biomechanische Einflussgrößen

Insgesamt waren 68 Fahrzeuge an den Kollisionen beteiligt. 51 Fahrzeuge wurden in die Auswertung einbezogen.

Die Gewichtsklasse 2 mit 1001-1300 kg war insgesamt mit 43 % am häufigsten vertreten. Die Fahrzeugklasse 1 folgte mit 41 %. Die Fahrzeuge mit der höchsten Gewichtsklasse 1301-2200 kg waren mit 15 % die kleinste Gruppe. Die Abbildung 6 zeigt die an den Kollisionen beteiligten Pkws eingeteilt in die drei Gewichtsklassen mit dem HWS-Verletzungsgrad nach QTF der Insassen.

N = 15 Pkws waren mit Front-Airbags, n = 5 Front- und Seit-Airbags ausgestattet. Ausgelöst wurden nur n = 2 Front-Airbags.

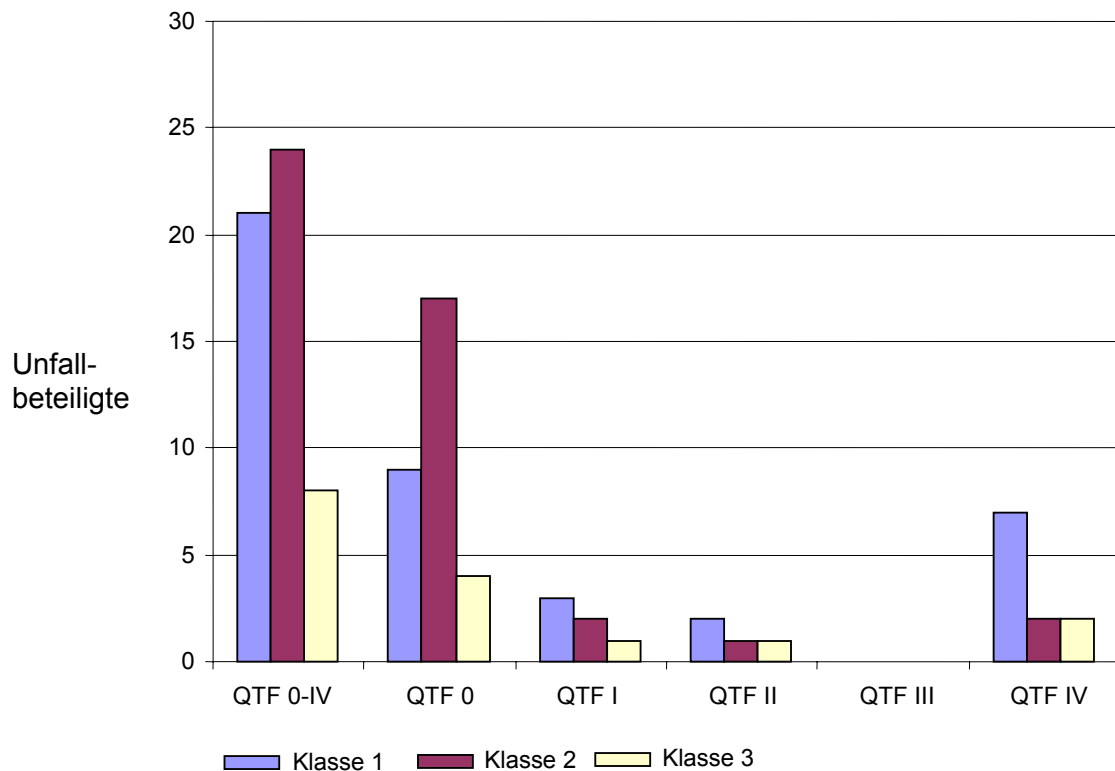


Abbildung 6: Einteilung der Pkws nach der Masse in drei Klassen in Abhängigkeit vom Verletzungsgrad der PKW-Insassen.

QTF = Quebec Task Force

3.3 *Beschwerdelokalisation und Beginn der Beschwerden*

Insgesamt klagten 25 Personen über Beschwerden. Der Beschwerdebeginn wurde von 15 Personen sofort, von 4 Personen nach Minuten bis Stunden und von 4 Patienten nach Stunden bis zu einem Tag angegeben. Unterhalb der Harmlosigkeitsgrenze $\Delta v < 20$ bei Frontalkollisionen, $\Delta v < 10$ bei Heckkollisionen und $\Delta v < 5$ bei Seitkollisionen gaben insgesamt 4 Patienten Beschwerden an. Darunter waren zwei Frauen und ein Mann mit einer QTF-I Verletzung mit Nacken-, Kopf-, Brust- und Lendenschmerzen sowie Konzentrationsstörungen bzw. Schwindel, und eine Frau mit einer QTF-IV Verletzung (HWK 6/7 Luxationsfraktur).

Die Abbildung 7 zeigt die Anzahl der Patienten mit Beschwerden mit der jeweiligen Beschwerdelokalisation.

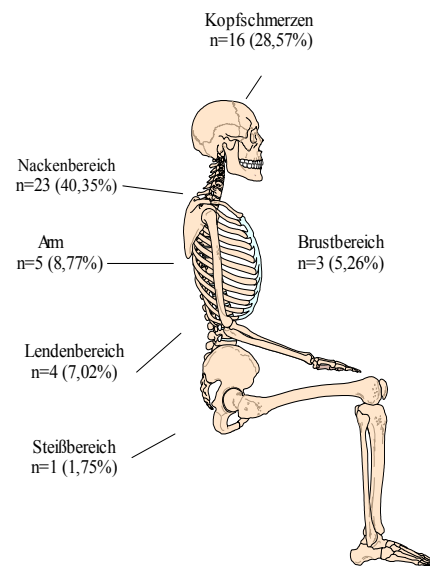


Abbildung 7: Anzahl der Patienten mit der jeweiligen Beschwerdelokalisation.

3.3.1 Subjektive neurologische Beschwerden des Nervensystems

Subjektive neurologische Beschwerden des Nervensystems traten bei insgesamt 7 Patienten auf. Ein Patient klagte über mehrere Symptome. Insgesamt klagten 4 Patienten über neurologische Störungen des peripheren Nervensystems. Eine Schwäche oder Lähmung der Arme gaben 4 Patienten an. 3 Patienten hatten eine QTF-IV Verletzung, ein Patient eine QTF-II und einer eine QTF-I Verletzung.

Bei 2 Patienten wurden leichte, diffuse Dysästhesien festgestellt, die keinem Dermatome zuordenbar waren. Nach einem Verlauf von 2 Tagen bildeten sich die Dysästhesien komplett zurück, weshalb der QTF-III Verletzungsgrad nicht vergeben wurde.

3.3.2 Schmerz und Disabilityscore

Die Abbildung 8 zeigt alle 25 Patienten, die Beschwerden angaben. Auf der x Achse ist die Schmerzstärke bzw. die Ausprägung der Disability aufgetragen. Für beide Parameter zeigt sich eine annähernd gleiche Verteilung.

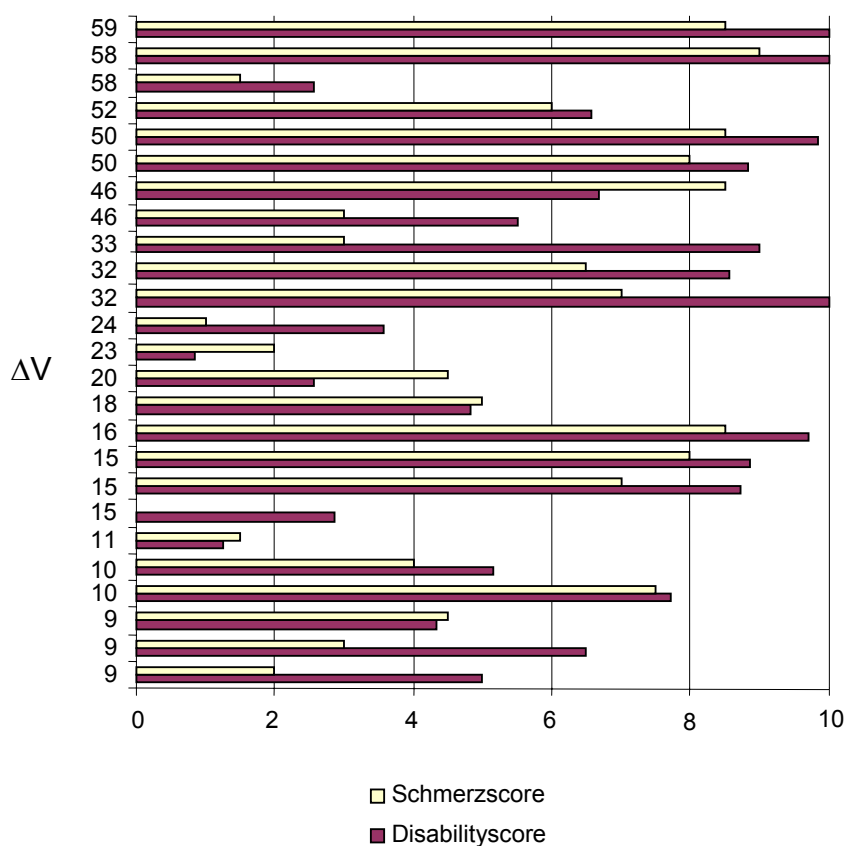


Abbildung 8: Auf der X Achse ist die Schmerzstärke bzw. die Ausprägung der Disability aufgetragen. Auf der Y Achse wurde das dazugehörige ΔV aller Probanden mit Beschwerden aufgetragen .

3.3.3 Frühere Unfälle und bestehende Beschwerden

Alle Probanden gaben an, vor der Kollision beschwerdefrei gewesen zu sein. Frühere Verletzungen wurden von 6 Frauen angegeben, die alle während des ersten Unfalls auf dem Beifahrersitz saßen. Alle Patientinnen waren vor der aktuellen Kollision schmerzfrei, die früheren Verletzungen waren allesamt ausgeheilt.

Tabelle 8: Tabellarische Darstellung von Patientinnen mit bestehenden Vorschäden.

Alter	Frühere HWS-Verletzung	Aktueller Unfall				
		Δv	Kollision	QTF	Schmerz-score	Disability-score
33	Wirbelblockade HWS 1995	16	Frontal	0	0	0
27	HWS-Syndrom 1998	9	Heck	0	0	0
39	Schleudertrauma/Commotio 1995, Schleudertrauma 1997	3	Heck	0	0	0
59	Stauchung der HWS 1/4 Jahr Halskrause 1970	15	Heck	0	0	0
31	Wirbelblockade HWS intermittierend	20	Heck	2	4,5	2,5
32	BSV Th10/Th11 Protrusion C5/C6 1999	33	Mehrfach	2	3	9

Δv = Differenzgeschwindigkeit, QTF = Quebec Task Force, BSV = Bandscheibenvorfall, HWS = Halswirbelsäule, Th = Brustwirbelkörper, C = Halswirbelkörper

3.4 Körperliche Untersuchung

3.4.1 Palpatorische Untersuchung der paravertebralen Muskulatur

Bei der Palpation imponierte der M.trapezius als Struktur, die bei den untersuchten Patienten am meisten Beschwerden bereitete. Ein Seitenunterschied zwischen rechts und links ließ sich nicht feststellen.

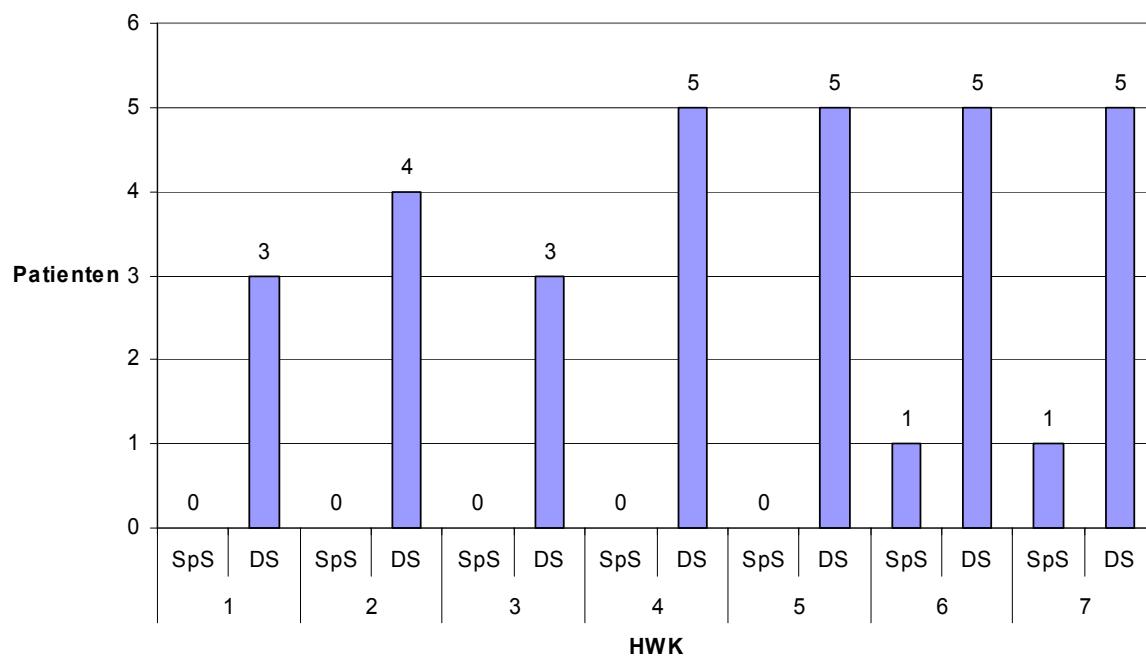
Tabelle 9: Häufigkeit der Spontan- und Druckschmerzangabe bei der körperlichen Untersuchung der Muskelgruppen der 10 untersuchten Patienten.

<i>Lokalisation</i>	<i>Druckschmerz : DS Spontanschmerz : SpS Muskelhartspann : MH</i>	<i>links</i>	<i>rechts</i>
		<i>n</i>	<i>n</i>
<i>Ansatz der Nackenmuskulatur</i>	<i>SpS</i>	1	0
	<i>DS</i>	3	3
	<i>MH</i>	2	1
<i>Splenius Muskeln</i>	<i>SpS</i>	0	0
	<i>DS</i>	3	2
	<i>MH</i>	3	3
<i>M. trapezius/ M. semispinalis</i>	<i>SpS</i>	1	0
	<i>DS</i>	5	4
	<i>MH</i>	4	4
<i>M. trapezius lat.</i>	<i>SpS</i>	1	0
	<i>DS</i>	1	1
	<i>MH</i>	2	2
<i>M. sternocleidomastoideus</i>	<i>SpS</i>	0	0
	<i>DS</i>	2	3
	<i>MH</i>	3	2
<i>Hinterhaupt</i>	<i>SpS</i>	0	0
	<i>DS</i>	3	4
<i>Arteria carotis</i>	<i>SpS</i>	0	0
	<i>DS</i>	1	0

M. = Musculus

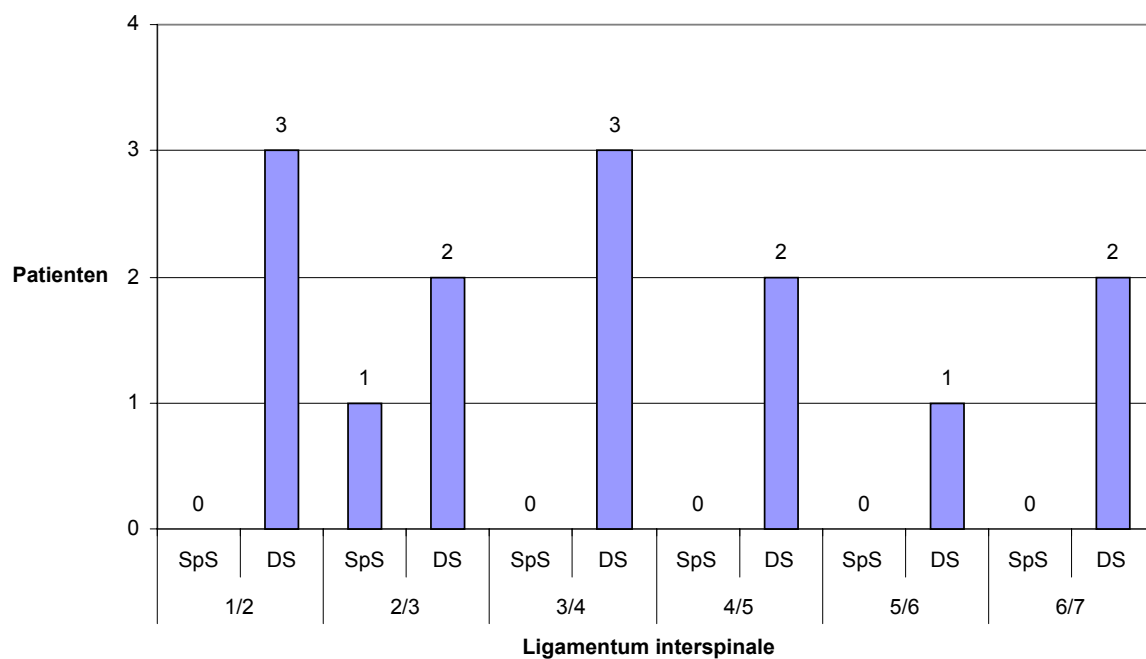
3.4.2 Palpatorische Untersuchung der knöchernen und ligamentären Strukturen

Bei der Palpation der knöchernen und ligamentären Strukturen zeigt sich, dass im Bereich der unteren Halswirbelsäule mehr Patienten über Spontanschmerzen und Druckschmerzen klagten, als in der oberen Halswirbelsäule. Im Vergleich zwischen Spontan- und Druckschmerzen bei Palpation der Halswirbelkörper fällt auf, dass mehr Patienten über einen Druckschmerz der knöchernen und ligamentären Strukturen klagten, als über Spontanschmerzen.



DS = Druckschmerz, SpS = Spontanschmerz, HWK = Halswirbelkörper

Abbildung 9: Anzahl der Probanden mit Spontan- und Druckschmerzangabe bei der körperlichen Untersuchung der Halswirbelkörper.



DS = Druckschmerz, SpS = Spontanschmerz, Lig. intersp. = Ligamentum interspinale

Abbildung 10: Anzahl der Probanden mit Spontan- und Druckschmerzangabe bei Palpation des Ligamentum interspinale.

3.4.3 Beweglichkeitsbestimmung der HWS

Tabelle 11: Darstellung des Bewegungsausmaßes der HWS Patienten die eine Bewegungseinschränkung angeben.

<i>Proband</i>	<i>Subjektive Bewegungs- einschränkung</i>	<i>Flex/Ext [°]</i>	<i>Rotation rechts/links [°]</i>	<i>Seitneigung rechts [°]</i>
männlich	ja	50/0/60	60/0/60	20/0/20
weiblich	ja	50/0/50	60/0/60	20/0/20
weiblich	ja	40/0/30	80/0/30	30/0/30
weiblich	ja	65/0/80	80/0/80	30/0/30
weiblich	ja	30/0/20	40/0/40	20/0/20
weiblich	ja	40/0/20	10/0/10	20/0/20

Flex. = Flexion, EXT. = Extension

Die Patienten mit QTF IV-Verletzungen der HWS, die über die Ambulanz rekrutiert wurden, hatten alle Bewegungseinschränkungen. Aufgrund der Verletzungsschwere wurde auf einer Feststellung des maximalen Bewegungsausmaßes verzichtet.

3.4.4 Neurologische Untersuchung des Nervensystems

Von 25 untersuchten Personen klagten bei der Untersuchung des Nervensystems 4 Patienten über leichte, neu aufgetretene Störungen. Eine 32 jährige und eine 58 jährige Patientin klagten über Schwindel nach einer QTF-II Verletzung. Eine 19 jährige Patientin klagte nach Mehrfachkollision als Beifahrerin und QTF-I Verletzung über kurzfristigen Schwindel.

Eine 23 jährige Patientin klagte nach einer Heckkollision mit QTF-I Verletzung über einen neu aufgetretenen Tinnitus.

3 Patienten hatten schwere Läsionen des zentralen Nervensystems in Verbindung mit strukturellen Verletzungen. Eine 20 jährige Patientin zog sich als Beifahrerin nach einer Frontalkollision mit einem Mähdrescher eine HWK-5-Luxationsfraktur mit komplettem Querschnittssyndrom auf Höhe C7 zu.

Ein 33 jähriger, männlicher Patient zog sich nach einer Kollision gegen einen Baumstamm eine QTF-IV Verletzung mit Luxationsfraktur des 5 und 6 Halswirbelkörpers und konsekutiver Querschnittsverletzung zu.

Ein 3 jähriger Junge zog sich nach einer Frontalkollision (Abbildung 11) eine C1/C2 Dissoziation mit Myelonabriß und hoher Querschnittssymptomatik zu. Der Junge saß ohne Kindersitz im Fond links.



Abbildung 11: Fotodokumentation des Unfallfahrzeuges des 3jährigen Jungen mit C1/C2 Dissoziation mit Myelonabriß nach Frontalkollision des S-Klasse Mercedes mit einem 3er BMW.



Abbildung 12: Fotodokumentation des Unfallfahrzeuges des 3jährigen Jungen mit C1/C2 Dissoziation mit Myelonabriß nach Frontalkollision des S-Klasse Mercedes mit einem 3er BMW.



Abbildung 13: Gegnerisches Fahrzeug (3er BMW).

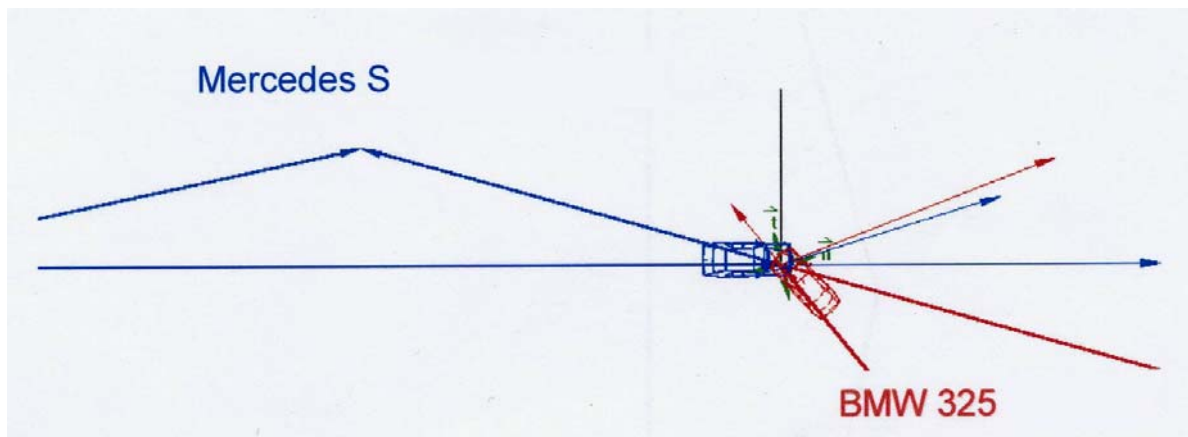


Abbildung 14: Unfallanalyse der Kollision Mercedes S-Klasse mit dem 3er BMW.

3.5 Klassifikation der Verletzungen

Tabelle 12: Klassifikation der HWS-Verletzungen nach der Quebec Task Force.

Klassifikation nach Quebec Task Force		n	%
0	Keine Beschwerden/ physische Zeichen	32	56,14
1	Nackenschmerz/ Steifigkeit, Berührungsempfindlichkeit, keine physischen Zeichen	9	15,78
2	Nackenbeschwerden u. muskuloskelettale Zeichen (incl. verringertem Bewegungsumfang und Druckschmerz)	5	8,77
3	Nackenbeschwerden und neurologische Zeichen (incl. Abschwächung/Verlust tiefer Sehnenreflexe, Schwäche, sensorische Defizite)	0	0
4	Nackenbeschwerden und Fraktur oder Dislokation	11	19,29

Die Einteilung der Verletzungsgrade erfolgte gemäß der Klassifikation der Quebec Task Force in vier Klassen. Der hohe prozentuale Anteil von QTF-IV Verletzungen ergibt sich aus den Probanden, die über die Klinik rekrutiert wurden.

3.6 Statistische Auswertung

3.6.1 Zunehmende Verletzungswahrscheinlichkeit bei steigendem Δv

Um die 4 QTF-Klassen in Bezug auf das Δv vergleichen zu können und einen Überblick über die maximalen und minimalen Ausprägungen zu bekommen, wurden die QTF-Klassen im Abhängigkeit vom Δv in einer Punktwolke aufgetragen (Abbildung 15).

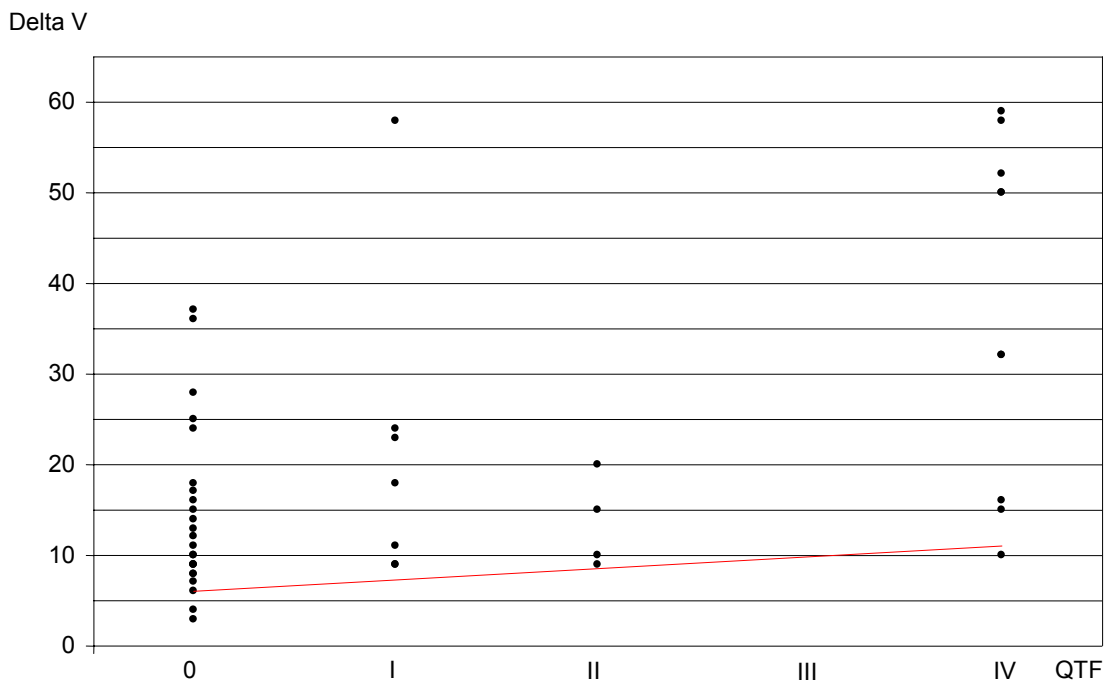


Abbildung 15: Graphische Darstellung der QTF-Klassen in Abhängigkeit vom Δv . Die rote Linie zeigte die lineare Trendlinie an. QTF 0 n = 32, QTF I n = 11, QTF II n = 4, QTF III n = 0, QTF IV n = 10. Aufgrund von Doppelbelegung entspricht die Punkteanzahl in der Abbildung 15 nicht der tatsächlichen Punkteanzahl.

QTF = Quebec Task Force

3.6.2 Häufigkeit der QTF-Klassifikation in Abhängigkeit vom Kollisionstyp

Bei der Punktwolkendarstellung der QTF-Klassen in Abhängigkeit von der Kollision und dem Δv (Abbildung 16) zeigt sich für die Frontalkollisionen, dass unterhalb der Harmlosigkeitsgrenze von Δv 20 km/h Beschwerden auftraten.

Bei den Heckkollisionen traten Beschwerden unterhalb der Harmlosigkeitsgrenze von Δv 10 km/h ab einem Δv von 9 km/h auf.

Bei den Seitkollisionen traten keine Beschwerden unterhalb der Harmlosigkeitsgrenze auf. Allerdings ereigneten sich auch keine Kollisionen unterhalb der Harmlosigkeitsgrenze von Δv 5 km/h.

Tabelle 14: Tabellarische Darstellung der statistischen Auswertung der QTF-Klassen in Abhängigkeit vom Δv ergänzend zur Abbildung 16.

Kollision QTF-Klasse	Frontalkollisionen		Heckkollisionen		Seitkollisionen	
	0	I-IV	0	I-IV	0	I-IV
<i>n</i>	9	4	13	8	10	9
<i>Mittelwert</i>	17,8	28,6	13,3	21,1	12,9	32,8
<i>Standardabweichung</i>	6,5	15,9	8,4	16	8,9	22
<i>Median</i>	17	24,7	11	17,5	10	32,3
<i>Minimum</i>	8	15	3	9	4	9
<i>Maximum</i>	27,9	50	37	58	36	59,3

QTF = Quebec Task Force, n = Anzahl

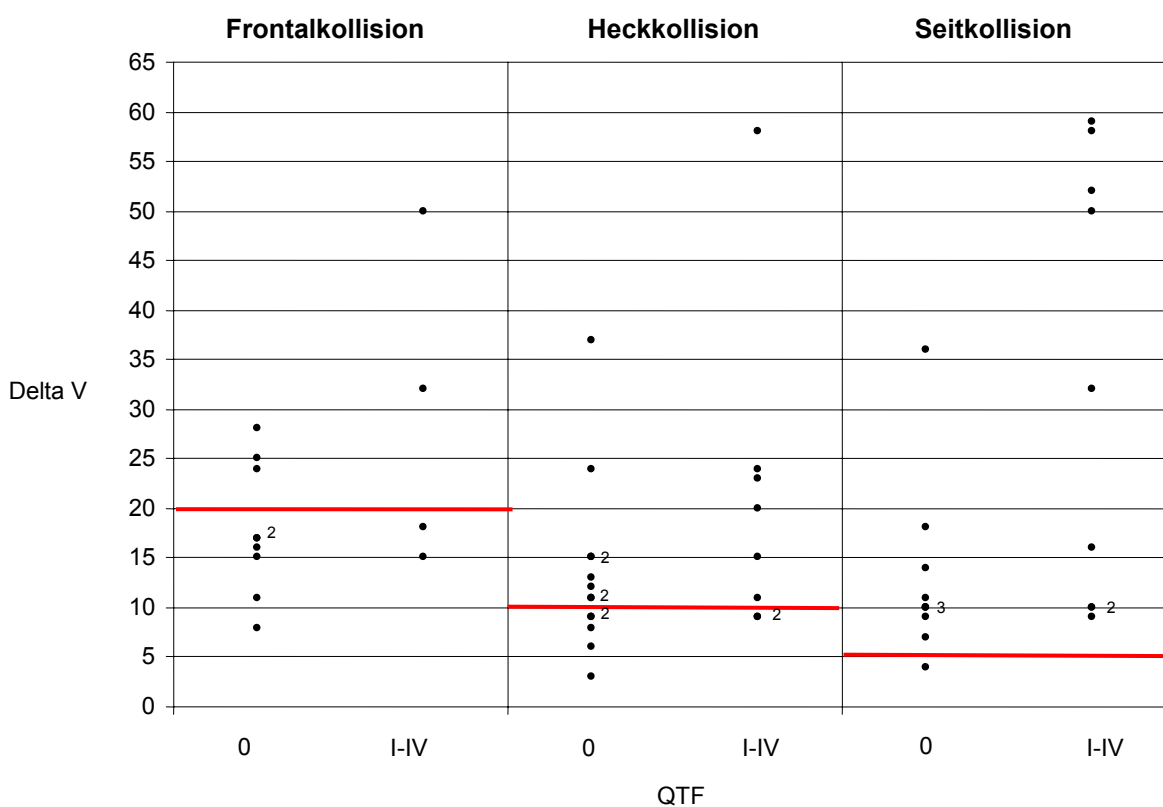


Abbildung 16: Die roten Linien zeigen die jeweilige Harmlosigkeitsgrenze für die verschiedenen Kollisionstypen.

QTF = Quebec Task Force

3.6.3 QTF-Klassen in Abhängigkeit vom Geschlecht und Δv

Die statistische Auswertung der Frage, wie unterschiedlich Männer und Frauen mit Angabe von Beschwerden auf das gleiche Δv reagieren, wurde als Punktwolke dargestellt

(Abbildung 19). Auffällig war, dass bei den Männern, im Vergleich zu den Frauen, keine QTF-II-Verletzungen auftraten. Die weiblichen Probanden tolerierten Seitkollisionen bis Δv 36 km/h, Heckkollisionen bis Δv 15 km/h und Frontalkollisionen bis Δv 25 km/h. Männer überstanden Seitkollisionen bis Δv 14 km/h, Heckkollisionen bis Δv 37 km/h und Frontalkollisionen bis Δv 28 km/h beschwerdefrei.

Andererseits traten bereits bei einem Mann und einer Frau im Alter 31 bzw. 26 Jahren Beschwerden in Form von QTF-I-Verletzungen bei einem Δv von 9 km/h nach einer Heckkollision auf. Eine Frau im Alter von 26 Jahren hatte eine QTF-I-Verletzung bei einem Δv von 18 km/h nach einer Frontalkollision. Eine QTF-IV-Verletzung wurden bei einer 37-jährigen Frau ab einem Δv von 15 km/h nach einer Frontalkollision beobachtet.

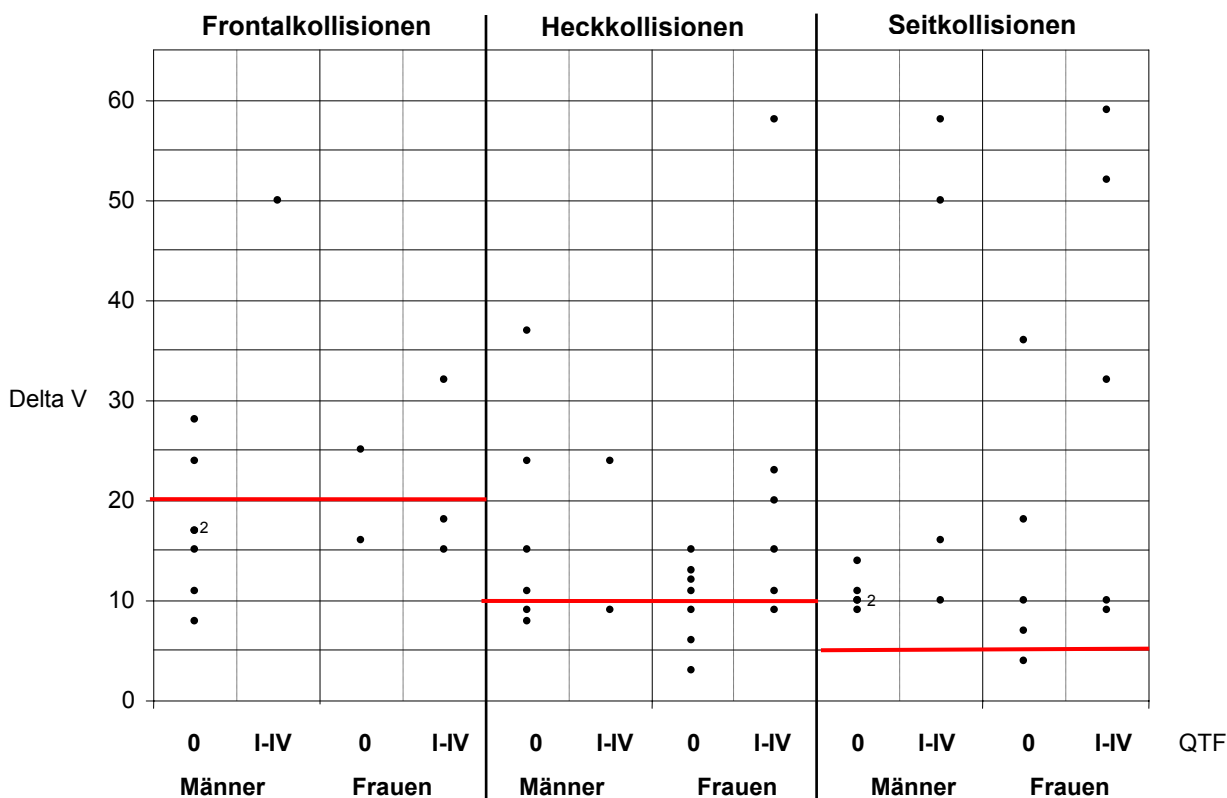


Abbildung 19: Die Punktwolken stellen die QTF-Verteilung in Abhängigkeit von der Kollision, dem Delta V und vom Geschlecht dar. Bei den Männern in der QTF 0 Gruppe der Frontalkollisionen und den Seitkollisionen sind jeweils zwei Punkte doppelt besetzt.

QTF = Quebec Task Force

3.6.4 Spezifität und Sensibilität der Harmlosigkeitsgrenzen

Für die bisher gültigen Harmlosigkeitsgrenzen mit Δv 20 km/h für Frontalkollisionen, Δv 10 km/h für Heckkollisionen und Δv 5 km/h für Seitkollisionen konnten 12 Probanden unterhalb den genannten Harmlosigkeitsgrenzen als „richtig“ gesund und 20 Probanden oberhalb der Harmlosigkeitsgrenze als „falsch“ gesund identifiziert werden. Hieraus ergibt sich eine Spezifität von 37,5 %.

Weiter wurden 17 Probanden als „richtig“ krank oberhalb der Harmlosigkeitsgrenze und 4 Probanden als „falsch“ krank unterhalb der Harmlosigkeitsgrenzen identifiziert. Hieraus ergibt sich eine Sensitivität von 80,9 %.

Tabelle 15: Vierfeldertafel zur Berechnung der Spezifität und Sensitivität.

	Delta V < Harmlosigkeitsgrenze	Delta V > Harmlosigkeitsgrenze	Summe
QTF = 0	12	20	32
QTF = I-IV	4	17	21
Summe	16	37	53

QTF = Quebec Task Force

4. Diskussion

4.1 *Müssen Beschwerden der HWS nach Pkw-Kollisionen ab einem $\Delta v > 20$ km/h für Frontalkollisionen, einem $\Delta v > 10$ km/h für Heck- und einem $\Delta v > 5$ km/h für Seitkollisionen auftreten?*

Um in medizinischen Gutachten zur Beurteilung von HWS-Beschleunigungsverletzungen eine Aussage über die Kausalität der Beschwerden machen zu können, wurden Harmlosigkeitsgrenzen für Frontal-, Heck- und Seitkollisionen anhand von Ergebnissen aus Crashversuchen mit Freiwilligen und Leichen in Scootern, auf Schlitten und in Pkws definiert. In der folgenden Diskussion wird das Ergebnis der Literaturrecherche dargestellt und mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit verglichen.

Im Zeitraum zwischen 1955 bis 2006 wurden 28 Arbeiten veröffentlicht, in denen Schlittenversuche mit Freiwilligen durchgeführt wurden (12, 24, 25, 27-29, 32, 38, 39, 55, 56, 66, 70, 80, 81, 85, 86, 95, 103-106, 109, 114, 122, 135, 142, 143). Schlittenversuche bieten den Vorteil, beliebig oft wiederholbar zu sein, und erlauben zudem eine gute technische Analyse, da Umweltfaktoren keinen Einfluss auf den Kollisionsverlauf ausüben können (43).

Insgesamt wurden 396 Probanden bei Schlittenversuchen getestet. Das Alter der getesteten Probanden lag zwischen 18 und 68 Jahren, wobei der Mittelwert bei den Männern bei 31, und der der Frauen bei 37 Jahren lag. Getestet wurde mit einem Δv zwischen 2 und 23,6 km/h.

In 13 Arbeiten wurde keine Angabe über Beschwerden oder Beschwerdefreiheit der Freiwilligen nach den Heckkollisionen gemacht (24, 25, 27, 32, 38, 39, 66, 80, 85, 109, 114, 142, 143), wobei in 5 Arbeiten das Δv über 10 km/h betrug (27, 32, 39, 66, 85). 9 Autoren gaben an, dass die Probanden nach den Heckkollisionen beschwerdefrei waren (12, 24, 55, 70, 103-105, 122, 135), wobei Blouin Schlittentests mit bis zu 38 km/h durchführte (12).

Mertz, der gleichzeitig Autor und Proband war, klagte über Beschwerden der HWS nach einem Schlittenversuch bei einem Δv von 13,5 und 15,5 (86). Von strukturellen Verletzungen wurde in keinem der Schlittenversuche berichtet.

Über den gleichen Zeitraum, 1955 bis 2006, wurden 22 Arbeiten über Pkw-Crashversuche mit Freiwilligen veröffentlicht (5, 7, 14, 15, 18, 27, 83, 84, 87, 88, 90, 98, 117, 118, 121, 130-133, 145, 147, 149). Pkw-Crashversuche bieten den Vorteil, Ergebnisse unter

realistischeren Bedingungen zu gewinnen. Mehrmalige Versuche mit ein und demselben Pkw wirken sich aber negativ auf die Beurteilbarkeit des entstandenen Schadens aus.

Insgesamt wurden 254 Probanden im Alter zwischen 18-59 getestet. Das Δv in den Versuchen lag zwischen 1,6 und 19,6 km/h. Die gemessenen Kopfbeschleunigungen wurden zwischen 1 und 18,6 G angegeben. In 3 Arbeiten wurde keine Angabe über Beschwerden gemacht (27, 121, 149), wobei in allen 2 Arbeiten Tests mit einem $\Delta v > 10$ km/h durchgeführt wurden (27, 121). In 7 Arbeiten traten keine Beschwerden auf (87, 88, 118, 130, 133, 145, 149). Bei Meyer und West betrug das $\Delta v > 10$ km/h (87, 88, 149). 13 Autoren berichteten über Beschwerden nach Pkw-Crash-Tests (5, 7, 15, 18, 83, 84, 90, 98, 117, 131, 132, 147, 149).

6 Autoren berichteten über Beschwerden, nach Pkw-Crash-Test bei einem $\Delta v > 10$ km/h (28, 29, 56, 81, 86, 95). Von strukturellen Verletzungen wurde in keiner der Arbeiten berichtet.

Die Ergebnisse der Schlittentests und der Pkw-Crash-Versuche zeigen, dass Δv -Werte > 10 km/h nicht zwingend zu Verletzungen führen müssen.

In der vorliegenden Arbeit wurden erstmalig Δv -Werte aus realen Unfällen analysiert und mit den aufgetretenen Verletzungen korreliert. Es zeigte sich dabei, dass ein 42 jähriger Mann eine Frontalkollision mit einem Audi 80 der Gewichtsklasse II mit einem Δv -Wert von 37 km/h ohne Verletzung überstehen kann. Sogar eine 29 jährige Frau überstand eine Seitkollision mit einem Δv von 36 km/h in einem Polo der Gewichtsklasse I ohne HWS-Beschwerden.

4.2 *Können Beschwerden der HWS auch bei einem $\Delta v < 20$ km/h nach Frontal-, < 10 km/h nach Heck- bzw. < 5 km/h nach Seitkollisionen auftreten?*

Auf Rummelplätzen setzen sich jährlich zahlreiche Personen jüngeren und mittleren Alters beiden Geschlechts freiwillig rezidivierenden Kollisionen in Autoscootern aus, ohne über HWS-Beschwerden zu klagen. Dies führte zu der Idee, Freiwilligenversuche in Autoscootern zur Bestimmung einer Harmlosigkeitsgrenze durchzuführen. In der Literatur sind 4 Arbeiten bekannt, in denen insgesamt 26 Personen im Alter zwischen 25 und 47

Jahren Autoskooter-Kollisionen ausgesetzt wurden (18, 48, 89, 124). Die Kollisionsgeschwindigkeiten lagen zwischen 6 und 20 km/h.

Meyer gab die Stoßzeiten zwischen 0,075 und 0,15 bei einer mittleren Stoßzeit von 0,103 an.

Aufgrund der sehr geringen Verletzungsrate (Tabelle 15) bei den Scooterversuchen erfolgte der Rückschluss, dass HWS-Beschleunigungsverletzungen bei Pkw-Kollisionen bei einem vergleichbaren Geschwindigkeitsbereich zwischen 10-15 km/h nicht entstehen können.

Tabelle 15: Scooterversuche mit Freiwilligen

Autor / Jahr	Alter		Anzahl		Delta V	Beschwerden
	m	w	m	w		
Holthöfer 1982	26-43		3m oder f		10,0-20	n = 1 mit Muskelschmerz, bei Δv 20
Meyer 1993 (89)	30	x	2	x	10	nein
Castro 1997 (18)	28-47	26-37	14	5	k.A.	nein
Siegmund 1993 (124)	25, 32	x	2	x	6,1-8,1	nein

M = männlich, w = weiblich

Bei der Analyse der Kollisionsdynamik der Autoskooter-Kollisionen zeigt sich, dass der Stoß durch den luftgefüllten Schlauch um den Scooter nahezu vollelastisch abgebremst wird. Die Stoßziffer k (Restitutionskoeffizient) müsste, für vollelastische Stöße, mit nahezu 1 angenommen werden. Bei der Berechnung des Δv resultieren daher niedrigere Δv Werte für einen Restitutionskoeffizient nahe 1. Der tatsächliche Δv -Wert bei den Skooterkollisionen liegt demnach unter Δv 10. Die zeitlichen Beschleunigungsabläufe sind mit denen der Pkw-Kollisionen nicht vergleichbar, da Beschleunigungsspitzen bei den Skooter-Versuchen nicht beobachtet werden (60).

Wegen der geringen Probandenzahlen, der unterschiedlichen Kollisionsdynamik und der unterschiedlichen Sitzpositionen sind die Versuche mit Autoscootern nicht geeignet, Harmlosigkeitsgrenzen für das Risiko einer HWS-Verletzung herzuleiten.

In der Literatur beschreiben 6 Autoren Beschwerden im Bereich der HWS von Freiwilligen nach Schlitten-Tests (28, 29, 56, 81, 86, 95). In 4 der 6 Arbeiten betrug das Δv bei den Tests <10 km/h (29, 56, 81, 95). Die Beschwerdesymptomatik der Freiwilligen beschränkte sich größtenteils auf Kopf- und Nackenschmerzen, sowie auf Bewegungseinschränkungen der HWS. Die Dauer der Beschwerden in diesem Geschwindigkeitsbereich betrug minimal wenige Stunden bis maximal 3 Wochen. Strukturelle Verletzungen traten nicht auf.

Die Ergebnisse der Literaturrecherche alleine zeigen in 13 Arbeiten, dass HWS-Beschwerden auch unterhalb der propagierten Harmlosigkeitsgrenze $\Delta v < 10 \text{ km/h}$ auftreten können.

In der eigenen Arbeit klagten 4 Personen über Beschwerden unterhalb der Harmlosigkeitsgrenzen bei Frontal und Heckkollisionen.

Nahezu alle aufgeführten Versuche mit Freiwilligen, seien es Schlitten- oder Pkw-Crash-Versuche, fanden unter Optimalbedingungen statt. Darunter versteht man eine aufrechte Rücklehne und ein damit verbundener minimaler Kopf-Kopfstützenabstand sowie, die Kopfposition in Neutralstellung. Nur von Deutscher und Matsushita wurden Versuche mit rotiertem Kopf durchgeführt (27, 81). Bei Matsushita hatten 6 Freiwillige Beschwerden, Deutscher machte keine Angaben über Beschwerden nach den Tests.

Versuche bei denen sich der Freiwillige „out of Position“ befand, wurden nicht durchgeführt bzw. nicht veröffentlicht. Probanden mit Vorschäden und Schmerzen im Bereich der HWS wurden nicht für die Versuche zugelassen (15).

Andererseits wurden aber auch Versuche unter Bedingungen durchgeführt, die überhaupt nicht der Realität entsprechen. Magnusson machte z.B. Crashversuche ohne Sicherheitsgurte, ohne Lenkrad und ohne Kopfstützen (80).

Aus Mangel an Freiwilligen werden die Probanden zum Teil mehreren Kollisionen ausgesetzt (12, 123), was bei wiederholten Beschleunigungen mit gleicher Stärke, zu einem Anpassungsprozess der HWS-Kinematik führt, wie es sich im EMG zeigt (85, 87, 149).

Die in den Versuchen verwendeten Kollektive setzen sich bis zu 80% aus Mitarbeitern, Studenten und medizinischem (85, 98) bzw. militärischem Personal zusammen (32). Eine Abhängigkeit aus einem bestehenden Arbeitsverhältnis kann somit bei der Angabe von Beschwerden nach den Versuchen nicht ausgeschlossen werden. Ähnlich verhält es sich für eine Probandin, welche für die Testzwecke mit 10 \$ pro Stunde bezahlt wurde (147).

Das Durchschnittsalter des Probandenkollektivs der Freiwilligenversuche liegt bei etwa 25-30 Jahren, was keinesfalls einem repräsentativen Bevölkerungskollektiv entspricht. Sozial schwächer gestellte Bevölkerungsgruppen wurden ebenfalls nicht explizit getestet.

All diese Kritikpunkte sollen letztendlich zeigen, dass die Harmlosigkeitsgrenze mit Hilfe eines Datenpools aus Freiwilligenversuchen definiert wurde, der aufgrund des Alters der Freiwilligen keinen repräsentativen Querschnitt der Bevölkerung darstellt. Es fehlte bisher

eine Validierung der Harmlosigkeitsgrenzen an realen Unfällen, was mit der vorliegenden Arbeit erstmalig gelungen ist.

4.3 *Erhöht sich mit zunehmendem Δv die Verletzungswahrscheinlichkeit ?*

Es erscheint logisch, dass sich mit zunehmendem Δv die Wahrscheinlichkeit für eine HWS-Beschleunigungsverletzung erhöht. Für diese Hypothese lassen sich jedoch in der Literatur keine Angaben mit Freiwilligen finden. Zu diesem Thema muss angemerkt werden, dass Versuche, die mit einer Δv -Steigerung bis zum Beschwerdebeginn bzw. bis zu einer HWS-Verletzung durchgeführt würden, kein Votum durch die Ethikkommission bekommen würden.

Um dennoch Information über das Verhalten der HWS bei horizontaler Beschleunigung zu erhalten, wurden 1962 von Patrick die ersten Leichenversuche durchgeführt. Zahlreiche weitere Versuche folgten in den vergangenen Jahren (22, 40).

Neben Versuchen mit vollständigen Leichen fanden auch Versuche mit Leichenteilpräparaten statt, bei denen die Muskulatur entfernt wurde (74). Diese Versuche bieten den Vorteil, dass die Schwerpunkt- und Massenverhältnisse bei Leichen und Freiwilligen gleich sind und somit die gewonnenen biomechanischen Erkenntnisse der ossären und ligamentären Strukturen auf Lebende übertragen werden können.

Die HWS-Kinematik bei Leichen ist im Vergleich zu Lebenden aber verändert (107). Ono beobachtete bei seinen Tests deutliche Unterschiede im Bewegungsausmaß bei Freiwilligen und Leichen (46). Eine Erklärung dafür liefert das Hill'sche Muskelmodell, dass aus einem kontraktilem Element und je einem parallel und seriell geschalteten passiv elastischen Element aufgebaut ist (8, 17, 21, 41, 110, 126). Bei der Leichenmuskulatur fehlt der aktive, kontraktile Teil der Muskulatur. Bei einem Crash-Test bedeutet das für die muskuläre Kinematik der HWS, dass sie allein von dem Verhalten der elastischen Elemente bestimmt wird. Die Muskulatur erscheint bei der passiven Bewegung dadurch einerseits rigider, andererseits ist endgradig aber ein größeres Bewegungsausmaß möglich, da die reflektorische Anspannung der kontraktilem Elemente nicht vorhanden ist. Die Vergleichbarkeit wird dadurch entscheidend eingeschränkt.

Die Aussagekraft der gewonnenen Erkenntnisse aus den Studien mit Leichenteilpräparaten ist bezüglich der Übertragbarkeit auf den gesamten Körper somit eingeschränkt, da

fortlaufende Kinematiken in angrenzenden Bewegungssegmenten nicht untersucht werden können.

Letztendlich können zur Bestätigung der Hypothese, dass mit steigendem Δv die Wahrscheinlichkeit für eine HWS-Beschleunigungsverletzung steigen nur Daten aus realen Kollisionen herangezogen werden.

Eine Möglichkeit bietet die in der vorliegenden Arbeit verwendete Methode, bei realen Kollisionen nachträglich das Δv unter Berücksichtigung der Beschwerdesymptomatik zu berechnen. Die eigenen Ergebnisse in der Abbildung 15 zeigen tendenziell, dass für alle QTF-Grade das Risiko für eine HWS-Verletzung steigenden Δv zunimmt. Dennoch treten in einem Δv -Bereich zwischen 9 und 37 km/h sowohl Verletzungen der QTF-Gruppe 0 als auch Verletzungen der QTF-Gruppe IV auf, was dafür spricht, dass der Parameter Δv alleine nicht eine ausreichend genaue Aussage über das Verletzungsrisiko zulässt. Deutlicher zeigt sich dies in der Spezifität von 37,5 % für die jeweiligen Harmlosigkeitsgrenzen, was letztendlich eine Fehlerquote von 62,5 % bedeutet.

Zu der gleichen Erkenntnis kam Jakobsson, die mit Hilfe von Crash Pulse Recordern das Δv zum Zeitpunkt der Kollision bestimmte (49). Die Funktion der Crash Pulse Recorder beruht auf der Beschleunigungsmessung einer Masse, die bei einer Kollision zwischen 2,5 und 3G aktiviert wird und deren Verlauf auf einem Fotofilm festgehalten wird (60, 63). Seit 1993 sind die ersten Crash Rekorder im Einsatz.

Aldman berichtete 1991 zum ersten Mal über mehrere Schlittenversuche mit Crash Pulse Recordern, die eine Aufzeichnung des Impulses, also der Beschleunigung mit ihrem zeitlichen Verlauf, erlauben (4). Damit ist erstmals eine direkte Messung des Δt und der Beschleunigung möglich. Die Genauigkeit wurde 1995 von Kullgren allerdings nur für Geschwindigkeiten über 25 km/h validiert (65). Ergebnisse über eine Validierung für niedrige Geschwindigkeiten liegen momentan nicht vor. Zwischen 1996 und 2000 wurden 15.000 Crash Pulse Recorder in Pkws unter den Fahrersitzen installiert (69).

Krafft et al konnten zeigen, dass bei einer Kollision zweier unterschiedlicher Pkw-Typen völlig unterschiedliche Spitzenbeschleunigungswerte bei gleichen Δv -Werten auftraten (Tabelle 16) (62, 69).

Tabelle 16: Tabellarische Darstellung zweier PKW-Typen unterschiedlichen Baujahres mit nahezu gleichem Δv bei variierenden Spitzenbeschleunigungswerten. Der Crash erfolgte mit Dummies.

Pkw	Typ A	Typ B
Baujahr	1998	1983
Δv	10,1	10,7
Spitzenbeschleunigung	31,3	5,3

Δv = Differenzialgeschwindigkeit, Pkw = Personenkraftwagen

Krafft verglich den Impulsverlauf bei 34 Kollisionen mit der Dauer der Symptome von 49 Frontinsassen. Es zeigte sich hierbei, dass die Höhe der Spitzenbeschleunigung alleine nicht für das Auftreten von Beschwerden verantwortlich ist (Tabelle 17) (63).

Tabelle 17: Tabellarische Darstellung eines Ausschnitts der Ergebnisse von Krafft bei Heckkollisionen für Insassen mit Beschwerden mit einem Δv bis 10,7 km/h

Δv	Spitzenbeschleunigung	Durchschnittliche Beschleunigung	Beschwerdedauer
6,5	6,8	3,3	< 2 Wochen
6,5	6,8	3,3	< 2 Wochen
9,4	8,1	3,3	< 2 Wochen
9,7	5,1	3,4	< 3 Monate
10,7	5,3	2,9	< 2 Wochen

Δv = Differenzialgeschwindigkeit

Vielmehr der zeitliche Verlauf des Impulses und der Zeitpunkt der Spitzenbeschleunigung, besonders im mittleren und letzten Teil des Impulses, scheinen einen höheren Einfluss auf die Entstehung von Verletzungen zu haben. Kullgren stellte fest, dass Beschleunigungsspitzen im ersten Abschnitt nach einer Kollision, also bis zur 33 msec, mit einem geringeren Verletzungsrisiko einhergehen, als in den Abschnitten bis zur 67 bzw. bis zur 100 msec (64). Kullgren erklärte sich diese Beobachtung damit, dass während des ersten zeitlichen Abschnitts bis zur 33 msec. noch keine Abbremsung durch den Gurt erfolgt. Ab der 33 msec. wird der Thorax durch den Sicherheitsgurt in der weiteren Bewegung gebremst, sodass Beschleunigungsspitzen in dem Zeitraum ab der 33 msec. eine direkte Wirkung auf den Kopf und konsekutiv auf die HWS haben (69).

Das zeitliche Auftreten der Spitzenbeschleunigung könnte in der vorliegenden Arbeit die unterschiedlichen Δv -Werte mit den jeweiligen QTF-Verletzungen erklären.

Fasst man die Ergebnisse aus den Crash Pulse Recorder Analysen und der vorliegenden Arbeit zusammen, kommt man zu der Erkenntnis, dass die Geschwindigkeitsänderung Δv

auf Grund ungenügender Korrelation mit den Beschwerden kein probater Parameter zur Bestimmung der Unfallschwere ist (119).

Die Gründe für die unterschiedlichen zeitlichen Verläufe der Spitzenbeschleunigung sind vielfältig.

Ein Faktor ist die steifere Karosserie der in den späten 90er Jahren produzierten Pkws. Krafft bestätigte, dass in Fahrzeugen, die Ende der 80er und Anfang der 90er entwickelt wurden, ein 2,7fach höheres Risiko besteht, bei einer Kollision eine HWS-Beschleunigungsverletzung zu erleiden, als in Fahrzeugen, die zu Beginn der 80er Jahre produziert wurden (64). Gründe für die steiferen Karosserien sind zum einen die Positionierung des Motorblockes, der quer oder längs im Fahrzeug eingebaut werden kann. Der längs liegende Motorblock benötigt eine steifere und stabilere Karosserie. Es zeigte sich, dass Personen häufiger Beschwerden haben, wenn das stoßende Fahrzeug einen längs liegenden Motorblock hat (113). Zum anderen wurden die Heckpartien steifer konstruiert, um primär eine Verbesserung der Insassensicherheit bei Kollisionen mit hohen Kräften und sekundär eine Reduktion der Reparaturkosten bei Kollisionen mit niedrigen Kräften zu erreichen (69). In Crashtests zwischen 1997 und 2001 mit Pkws zeigte sich das veränderte Deformationsverhalten. Die Fahrzeuge mit den geringsten Deformationen schnitten wegen den geringsten Reparaturkosten am besten ab (139). Die Folge dieses veränderten Deformationsverhaltens ist eine Reduktion der Energieabsorption mit einer Zunahme der direkten Weiterleitung der Kollisionsenergie auf die Insassen. Somit können Insassen in Fahrzeugen mit steiferen Karosserien höhere Beschleunigungen erfahren. In Kleinwagen ist die Gefahr eine Verletzung zu erleiden besonders gegeben, da der Heckbereich aufgrund der geringen Knautschzone sehr steif konstruiert wurde (96).

Neben der Steifigkeit der Karosserie beeinflusst die Masse der Fahrzeuge ebenfalls das Verletzungsrisiko bei einer Pkw-Kollision was von v. Koch in einer Arbeit zeigen konnte. Dabei reichen zusätzliche 200 kg im stoßenden Pkw aus, um einen Anstieg des Verletzungsrisikos im gestoßenen Fahrzeug zu bewirken (59). Otte bezeichnete die Fahrzeugmasse als einen Schlüsselfaktor für die Verletzungswahrscheinlichkeit (108).

Kornhauser beschreibt ein erhöhtes Verletzungsrisiko bei Pkw-Kollisionen, wenn das gegnerische Fahrzeug schwerer war (134). Die Daten aus der vorliegenden Arbeit konnten diese Erkenntnisse nicht bestätigen, da nur bei einer Kollision ein gegnerisches Fahrzeug schwerer war.

Zum anderen scheint auch die Kombination von Sitz und Pkw-Typ relevant zu sein. Die ideale Kombination bei einem sehr steif konstruiertem Fahrzeug wäre ein weicher Sitz, wie er zum Beispiel im Opel Corsa eingebaut wird (5).

4.3.2 Frühere Unfälle und bestehende Beschwerden

In der Literatur lassen sich zu einem erhöhten Verletzungsrisiko bei vorbestehendem Trauma oder degenerativem Schaden keine Angaben finden.

In der vorliegenden Arbeit kommt es lediglich bei 2 von 6 Probanden zu Beschwerden, nach der aktuellen Kollision (Tabelle 3). Beide Patienten waren vor der Kollision beschwerdefrei.

Allein die Höhe des Δv von 20 und 33 km/h macht bei gesunden Probanden eine HWS-Verletzung wahrscheinlich. Allerdings lässt sich zu einem erhöhten Risiko einer HWS-Verletzung bei vorbestehenden Schäden mit den vorliegenden Daten keine Aussage machen.

4.4 *Körperliche Untersuchung*

4.4.1 Palpatorische Untersuchung der paravertebralen Muskulatur der HWS

Muskelhartspann und Druckschmerz traten bei der Untersuchung der Muskulatur am häufigsten beim M. trapezius auf.

Unabhängig von einer vorhergegangenen HWS-Distorsion scheint der M. trapezius anfällig für Druckschmerzen und Muskelhartspann zu sein (3).

4.4.2 Geschlechtsverteilung in Abhängigkeit vom Kollisionstyp

Frauen haben im Vergleich zu Männern ein erhöhtes Risiko bei einer Kollision eine HWS-Beschleunigungsverletzung zu erleiden (30, 36). Der Grund ist ein unterschiedlich proportionierter Körperbau. Bei der Halswirbelsäule wird dies durch einen deutlich geringeren Halsumfang bei annähernd gleichem Kopfgewicht bei Männer und Frauen

deutlich. Frauen verfügen somit über eine geringere Muskelmasse als stabilisierendes Element (13, 50).

Die geschlechtliche Verteilung in der vorliegenden Arbeit zeigt, dass Frauen im Verhältnis zu Männern mit 32:25 etwas häufiger vertreten waren. Weiter zeigt sich, dass die Verletzungsschwere bei Frauen höher ist als bei Männern. Während bei Männern wesentlich häufiger QTF-I-Stadien beobachtet wurden, zeigten Frauen häufiger QTF-II und auch häufiger QTF-IV-Verletzungen.

4.4.3 Verletzungsschwere in Abhängigkeit vom Kollisionstyp

QTF-IV-Verletzungen traten in der vorliegenden Arbeit häufiger bei schiefwinkligen, als bei Frontal- oder Heckkollisionen auf. Eine Erklärung für diese Beobachtung könnte die geringere Beweglichkeit der HWS für die Seitneigung im Vergleich zu Flexion/Extension sein. Bei forcierter Seitneigung über die Bewegungsgrenze hinaus, wie sie bei einer Seitkollision vorkommen kann, wären Zerrungen des Band- und Muskelapparates die Folge. Bei Kopfkontakt mit der B-Säule steigt die Frakturgefahr deutlich an. Zu gleichen Beobachtungen kamen Jakobsson und Boström in ihren Arbeiten (120).

4.4.4 Häufigkeit des Kopfanpralls in Abhängigkeit vom Kollisionstyp

Die Häufigkeit des Kopfanpralls war wie in Abschnitt 4.6.2 bereits erwähnt bei den schiefwinkligen Kollisionen am größten. Dies beruht auf dem Unfallhergang, bei dem der Kopf des Probanden unkontrolliert und „out of position“ gegen die Fahrzeugkabine geschleudert wird.

4.4.5 Darstellung der Probanden in Abhängigkeit von den Kollisionsparametern, der Verletzungsklassifikation und dem Schmerzscore

Die Darstellungen der männlichen Probanden sortiert nach QTF zeigt, dass Beschwerden auch bei einem $\Delta v < 10$ km/h auftreten können. Andererseits werden Kollisionen bis zu einem Δv von 37 km/h beschwerdefrei ertragen.

Beim Vergleich der männlichen Probanden mit den weiblichen Probanden fällt auf, dass bei den männlichen Probanden keine QTF-II-Verletzung vorkommen. Der Grund hierfür könnte in der unterschiedlichen Anatomie und Biomechanik bei den Männern und Frauen liegen, da Siegmund zeigte, dass Frauen einen geringeren Muskelquerschnitt im Bereich der HWS haben (92, 151). Zudem konnte Stemper mit Leichenversuchen zeigen, dass Frauen eine größere Beweglichkeit der einzelnen HWS-Segmente haben.

4.5 ***Beeinflussen biomechanische Parameter bei vergleichbarem Δv das Auftreten von Beschwerden ?***

4.5.1 Kollisionsbedingte biomechanische Einflussgrößen

Welchen Einfluss die biomechanischen Parameter bei vergleichbarem Δv auf das Auftreten von Beschwerden haben, wurde in zahlreichen Arbeiten untersucht. Gewisse biomechanische Parameter wie der Kollisionstyp oder die Blickrichtung während der Kollision sind von Interesse, da sie das Verletzungsrisiko möglicherweise beeinflussen und somit auch einen Einfluss auf die Entstehung und Entwicklung posttraumatischer Beschwerden haben könnten.

4.5.2 Kollisionen

Die Frontalkollision ist in der Literatur mit einem Anteil von 60% die am häufigsten auftretende Kollision (61, 73). In der vorliegenden Arbeit war die Heckkollision, gefolgt von den Seit- und Frontalkollisionen am häufigsten vertreten. Ein Grund für das vermehrte Auftreten der Heckkollisionen mag der relativ kurze Zeitraum der Evaluation sein. Ein

weiterer Grund ist der selektive Einschluss der Verkehrsunfälle in die Untersuchung, für die bei der DEKRA ein Schadensgutachten aufgegeben wurde.

Hinsichtlich der Beschwerdehäufigkeit bei den Kollisionstypen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der vorliegenden Arbeit.

4.5.3 Sitzposition

Zahlreiche Autoren beschrieben unterschiedliche Risiken für HWS- Verletzungen im Hinblick auf die Sitzposition (128). Das Risiko ein Schleudertrauma zu erleiden ist, nach Kraft, auf der Rücksitzbank, und hier speziell für Frauen um das zwei- bis dreifache höher als auf dem Fahrer- oder Beifahrersitz (64).

Die Tabelle im Abschnitt 3.2.3 zeigt mit $n = 48$ Fahrern, $n = 7$ Beifahrern und $n = 2$ auf dem rechten Rücksitz eine sehr ungleiche Verteilung zugunsten der Fahrerposition. Rückschlüsse auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko für eine bestimmte Sitzposition können nicht gezogen werden.

4.5.4 Blickrichtung

In der Literatur wurde neben der Sitzposition der Kopfposition zum Zeitpunkt der Kollision, und damit der Blickrichtung eine besondere Bedeutung in Hinblick auf Schwere und Dauer der Beschwerden beigemessen (150).

Anatomisch betrachtet kommt es nach Winkelstein bei einer Kopffrotation zu einer Anspannung der Gelenkkapsel. Bei ruckartiger Flex- oder Extension kann die Gelenkkapsel dann gezerrt werden (27, 82).

Bisher führten zwei Autoren Schlitten-Tests mit rechts/links rotiertem Kopf durch (64).

Mertz führte bereits 1967 einen Versuch mit leicht nach vorne geneigtem Kopf durch und stellte fest, dass sich die horizontale Belastung um etwa 260% erhöhte.

In der vorliegenden Arbeit war der Blick zum Zeitpunkt der Kollision bei 76% der Probanden nach vorne, bei 10% nach links und bei 14% nach rechts gerichtet. Die Angaben sind abhängig vom Erinnerungsvermögen der Patienten und damit rein subjektiv. Eine definitive Aussage über ein erhöhtes Verletzungsrisiko bei Probanden / Patienten mit rotiertem Kopf ist daher nicht möglich.

Da alle Probanden/Patienten zum Zeitpunkt der Kollision angeschnallt waren, ergeben sich keine Vergleichsmöglichkeiten zu Probanden / Patienten, die unangeschnallt gewesen wären.

4.5.5 Airbags

Otte beschrieb Frontalkollisionen, bei denen es durch Auslösen des Airbags zu einer verstärkten Hyperextension gekommen war (9). Andererseits wies Barnes eine Reduktion der HWS-Verletzungen durch den Einsatz von Airbags nach (92).

In der vorliegenden Arbeit wurden nur zwei Frontairbags ausgelöst. Einer der Probanden erlitt eine QTF-IV-Verletzung, der andere war unverletzt. Eine Aussage über eine erhöhte Beschwerderate durch ausgelöste Airbags war aufgrund der kleinen Datenmenge in dieser Arbeit nicht sinnvoll.

4.5.6 Kopfstützen

Bis zu 77% der Autofahrer stellen ihre Kopfstützen nicht auf die korrekte Höhe ein. Die meist zu tief eingestellten Kopfstützen können bei einer Heckkollision sogar Verletzungen provozieren indem sie als Hypomochlion wirken (6, 23).

In der vorliegenden Arbeit waren alle Fahrzeuge mit Kopfstützen ausgerüstet. Eine Analyse der Kopfstützenposition wurde nicht durchgeführt, da die Begutachtung des Fahrzeugs, je nach Schwere der Verletzung des Fahrers, meist in dessen Abwesenheit erfolgte. Die Überprüfung der Kopfstützeneinstellung kann aber nur mit der im Fahrzeug sitzenden Person durchgeführt werden.

Zudem führten die Fahrzeugschäden zum Teil dazu, dass die Türen nicht mehr geöffnet werden konnte. Eine Vermessung der Kopfstütze und des Kopf- Kopfstützenabstandes war somit nicht möglich.

Studien von Croft, Avery und McConnell berichteten von einem Hammereffekt bei optimal eingestellten Kopfstützen bei Heckkollisionen. Es wurde beobachtet, dass die Kopfstütze durch den extendierenden Kopf wie ein Nagel nach unten geschlagen wird (84). Der Hammereffekt wurde bereits bei einem Δv 8 km/h beobachtet (71). Eine Vermessung des Kopf-Kopfstützenabstandes würde dann falsche Ergebnisse bringen.

Beschwerden der HWS nach Pkw-Kollisionen können auch bei einem $\Delta v < 10$ km/h auftreten.

4.6 Fehlerquellen bei der Unfallrekonstruktion

Im folgenden Abschnitt werden die möglichen Fehlerquellen für die physikalischen Grundlagen und die Heck- und schiefwinkligen Kollisionen mit deren Variablen beschrieben.

Wie aus der Tabelle 18 ersichtlich ist, variiert die Anzahl der Eingangsdaten von Verfahren zu Verfahren. Die Geschwindigkeit des auffahrenden Fahrzeuges kann relativ genau bestimmt werden, wenn am Unfallort die Endposition beider Fahrzeuge polizeilich aufgenommen wurden und eine exakte Vermessung der Abstände, Bremsspuren und Splitterfelder vorliegen. Die Genauigkeit der Berechnungen ist also von der Qualität und Quantität der Eingangsdaten abhängig (71).

Gerade bei Kollisionen im Niedriggeschwindigkeitsbereich stehen die Eingangsgrößen Einlaufrichtung, Auslaufrichtung sowie Endpunkte der Fahrzeuge aus unterschiedlichen Gründen meist nicht zur Verfügung. Die Quantität der Eingangsgrößen bestimmt die Wahl des Verfahrens.

Der Energieerhaltungssatz besagt, dass „wenn bei mechanischen Vorgängen eine Umwandlung von potentieller Energie in kinetische Energie oder umgekehrt erfolgt, bleibt bei Reibungsfreiheit die Summe der beiden Energieformen in einem abgeschlossenen System zeitlich konstant“ (4). Bei einer Kollision handelt es sich allerdings nicht um ein geschlossenes System. Der Energieverlust durch die Wärmeabgabe bei der Kollision findet in der Berechnung keine Berücksichtigung, wird aber als vernachlässigbar angesehen. In welcher Größenordnung er sich tatsächlich bewegt und welche Relevanz er hat, ist schwer zu sagen. Für die exakte Berechnung des Wärmeverlustes müssten die Konstruktionsdaten der Karosserien der Automobilhersteller bekannt sein. Aus wettbewerbstechnischen Gründen ist dies nicht möglich.

Ein zusätzlicher, schwer berechenbarer Energieverlust tritt durch die Reibung der Reifen auf.

Unberücksichtigt bleiben beim Reibungsfaktor 1,3 die Güte und die Breite der Reifen.

Der Einsatz der Fuß- oder Handbremse sowie die Witterungsverhältnisse können meist auf Grund fehlender Dokumentation nicht eruiert werden.

Bei Kollisionen im niedrigen Geschwindigkeitsbereich und mit geringen Sachschäden wird von der Polizei selten eine Unfallskizze des Unfallortes und der Fahrzeugendstände, geschweige denn eine Vermessung gemacht. Um dennoch einen Wert für die Geschwindigkeiten berechnen zu können, bedient man sich der schon erwähnten EES-Methode, die 1980 von Burg/Martin/Zeidler entwickelt wurde. Der EES-Wert (Energy-Equivalent-Speed) entspricht der Geschwindigkeit, mit der ein Fahrzeug gegen einen festen, unverrückbaren und undeformierbaren Widerstand gefahren werden muss, um ein bestimmtes Deformationsausmaß zu erreichen.

Der Unfallschaden am Fahrzeug wird mit den so erstellten EES-Referenzfotos verglichen, und die ähnlichste Deformation mit der entsprechenden Geschwindigkeit ermittelt. Laut Meyer gelingt so eine „verhältnismäßig genaue Angabe zur Anstoßgeschwindigkeit“, da die Verformungsintensität der Fahrzeuge proportional zu dem Quadrat der Relativgeschwindigkeit zunimmt. Der Vorgang entspricht aber einer Schätzung und nicht einer Berechnung, wie häufig angegeben wird. Meist liegt kein genau passender EES-Wert für die gesuchte Deformation vor, so dass zwischen zwei EES-Werten gemittelt werden muss.

Die EES-Werte wurden bei einer Kollision mit einer festen, unverrückbaren Barriere ermittelt. Diese unter Laborbedingungen ermittelten Werte können von Werten bei echten Unfällen abweichen. Eine bessere Vergleichbarkeit wäre gegeben, wenn die EES-Werte bei Pkw-Pkw-Kollisionen ermittelt worden wären.

Die EES-Werte werden für verschiedene Fabrikate für unterschiedliche Geschwindigkeiten ermittelt und archiviert. Natürlich liegen nicht für alle Fabrikate für jede Geschwindigkeit die entsprechenden EES-Werte vor, so dass hier eine Schätzung vorgenommen werden muss.

Die Güte der Schätzung ist damit abhängig vom Wissen und der Erfahrung des Begutachters (4). Beurteilungen, die an die praktischen Erfahrungen des Gutachters gebunden sind, können bekanntlich Schwankungen unterliegen. Die durchschnittliche Genauigkeit der Δv Bestimmung liegt bei $\pm 15\%$ für eine Rekonstruktion unter Laborbedingungen. Aldman schätzte rekonstruktionsbedingte Ungenauigkeiten bei echten Unfällen auf 20 - 30%.

Der Stoßfaktor kann durch die Geschwindigkeiten der beiden Fahrzeuge berechnet werden. Da diese aus beschriebenen Gründen selten bekannt sind, muss anders verfahren werden. In

der Literatur sind unterschiedliche Angaben für den Stoßfaktor k zu finden. Löhle gibt den Stoßfaktor für niedrige Geschwindigkeit mit „etwa 0,25“ an (71). In welchem Geschwindigkeitsbereich der Wert Gültigkeit besitzt, wird nicht angegeben. Das Ingenieurbüro Schimmelpfennig und Becke differenziert zwischen voll überdeckten Kollisionen mit einer mittleren Stoßziffer von 0,38 und teilüberdeckten Kollisionen mit einer mittleren Stoßziffer von 0,16 für einen Geschwindigkeitsbereich zwischen 8 und 18 km/h (89). Bei der DEKRA findet man differenziertere Angaben. Bei 15 Crash-Versuchen in Wildhaus wurden die folgenden Werte für die Stoßziffer k ermittelt:

$k \approx 0,4$ für v_1 unter 10 km/h

$k \approx 0,3$ für v_1 von 10-20 km/h

$k \approx 0,1$ für v_1 über 20 km/h

Vergleicht man den Wert von Löhle für niedrige Geschwindigkeiten mit dem Wert für Geschwindigkeiten unter 10 km/h von der DEKRA, findet sich eine deutliche Differenz der beiden Werte. Bei der Bestimmung des Δv könnten gutachterabhängig unterschiedliche Werte ermittelt werden.

Unabhängig davon kann von einer exakten Berechnung der Stoßziffer k in allen Fällen nicht ausgegangen werden.

Die Genauigkeit der Berechnung des Δv ist abhängig von der Anzahl der Eingangsgrößen. Je mehr Daten bekannt sind, desto genauer kann die Berechnung erfolgen.

In der exemplarisch beschriebenen Methode ist eine Variable bekannt: die Massen der Fahrzeuge. Die restlichen vier Variablen: v_1, v_2 , Stoßfaktor k und Reibungswert können z.T. nur näherungsweise bestimmt bzw. geschätzt werden.

Somit kann auch nur von einer näherungsweisen Berechnung des Δv gesprochen werden. Mit anderen Worten gesagt, beruht die Berechnung des Δv auf zwei Schätzungen bevor eine Berechnung erfolgt. Damit unterliegt der Wert Δv einer größeren Schwankungsbreite.

Mit dem wie beschrieben ermittelten Δv erfolgt die Berechnung der Beschleunigung:

$a_{m2} = \Delta v_2 / \Delta t_s$. Die Stoßzeit Δt_s läuft von Beginn der Kollision bis zur Trennung der Fahrzeuge. Sie beeinflusst die Beschleunigung umgekehrt proportional und ist zum einen von der Kollisionsgeschwindigkeit und zum anderen von der Steifigkeit des Fahrzeugs abhängig. Da die Stoßzeit Δt_u unbekannt ist, wird sie vereinfacht für die jeweilige Kollision

zwischen 100-150 ms geschätzt. Das heißt mit dem ungenau berechneten Δv erfolgt die Berechnung der Fahrzeugbeschleunigung mit einem geschätzten Δt_s .

Einen korrekten Wert für die Stoßzeit Δt_s erhält man nach Ansicht von Walz nur, wenn man die Kollision mit den gleichen Fahrzeugen nachstellt und dabei die Stoßzeit Δt_s misst. Eine weitere Möglichkeit reale Werte für Δt_s zu erhalten um exaktere Berechnungen anstellen zu können, bietet der Einsatz von Crash Pulse Recordern.

5.0 Zusammenfassung

Die Geschwindigkeitsänderung Δv hat sich, aufgrund ihrer guten Berechenbarkeit, als Parameter zur Beurteilung der Schwere einer Kollision etabliert. Vor allem im Bereich zwischen Δv 5 und 15 km/h, in dem zum Teil keine Schäden an den Fahrzeugen nachweisbar sind, wird dem Δv eine ganz besondere Bedeutung beigemessen, da nichtstrukturelle Halswirbelsäulen-Verletzungen momentan nicht objektiv diagnostizierbar sind.

Mit Hilfe von Dummyversuchen, biomechanischen Tests mit menschlichen Präparaten, Schlitten- und Crashversuchen mit Freiwilligen und Leichen wurden Grenzbereiche für die Geschwindigkeitsänderung Δv definiert. Bis jetzt fehlte allerdings die Validierung der sog. „Harmlosigkeitsgrenzen“ mit harten Daten aus realen Unfällen.

In der vorliegenden Arbeit wurde erstmals die Validität der Harmlosigkeitsgrenzen mit Daten aus realen Unfällen überprüft. Die Umsetzung dieses Zieles erfolgte durch den Vergleich von klinischen Daten mit Daten der Unfallanalyse bei Personenkraftwagen-Kollisionen in einer prospektiven Studie.

Über einen Zeitraum von insgesamt 12 Monaten wurden Probanden, welche beim Deutschen Kraftfahrzeugüberwachungsverein nach einer Heck-, Front-, oder Seitkollision ein Schadensgutachten aufgaben, nach ihrer Einwilligung klinisch - und bei strukturellen Verletzungen radiologisch - untersucht. Von Seiten des Deutschen Kraftfahrzeugüberwachungsvereins wurde ein unfallanalytisches Gutachten mit Berechnung des Δv angefertigt. Der Grad der Halswirbelsäulen-Verletzungen wurde nach der Quebec Task Force in 4 Klassen eingeteilt und bestimmt. Die Daten wurden deskriptiv ausgewertet. Auf eine statistische Auswertung wurde aufgrund der geringen Fallzahlen in den jeweiligen Gruppen verzichtet. Es zeigte sich bei allen Kollisionstypen, dass mit Zunahme von Δv die Wahrscheinlichkeit für Beschwerden steigt. Frontalkollisionen wurden bis zu einer Δv 28 km/h, Heckkollision wurden bis Δv 37 km/h und Seitkollisionen bis zu einem Δv bis 36 km/h unverletzt toleriert.

Die Ergebnisse zeigen weiter, dass 2 von 25 Probanden (8 %) HWS-Beschwerden unterhalb der „Harmlosigkeitsgrenze“ von $\Delta v = 10$ km/h nach Heckkollisionen angaben. Bei einem Δv 9 km/h hatte ein Mann und eine Frau eine QTF-I-Verletzung.

Bei den Frontalkollisionen erlitten 2 von 13 Probanden (15 %) HWS-Beschwerden bzw. Verletzungen unterhalb der „Harmlosigkeitsgrenze“ von $\Delta v = 20$ km/h. Ein Frau zog sich

bei einer Δv von 15 eine HWK 6/7 Luxationsfraktur zu. Eine weitere Frau klagte bei einem Δv von 18 km/h über HWS-Beschwerden in Form einer QTF-I-Verletzung.

Unterhalb der Harmlosigkeitsgrenze von $\Delta = 5$ km/h ereignete sich im vorliegenden Probandenkollektiv keine Kollision. Aus den Ergebnissen lassen sich eine Spezifität von 37,5 % und eine Sensitivität von 80,9 % berechnen.

In der Literaturrecherche konnten 13 Arbeiten zeigen, dass Beschwerden unterhalb der „Harmlosigkeitsgrenze“ von $\Delta v = 10$ km/h nach Heckkollisionen bereits beschrieben wurden.

Diese Daten bestätigen die Tendenz der Harmlosigkeitsgrenzen, zeigen aber auch, dass eine pauschale Anwendung, wie sie beispielsweise vor Gericht praktiziert wird, um über den Zuspruch eines Schadensausgleichs zu entscheiden, nicht vorgenommen werden kann. Der Grund für die eingeschränkte Aussagekraft der Δv liegt aller Wahrscheinlichkeit nach an dem Impulsverlauf, der für jeden Fahrzeugtyp und für jede Kollision anders verlaufen kann. Der Verlauf der Beschleunigung hat auf die Berechnung der Δv keinen Einfluss, er bleibt bei der bisherigen Berechnung der Δv unberücksichtigt.

Biomechanische Parameter wie die Blickrichtung während der Kollision erwiesen sich bei der anamnestischen Erhebung als wenig aussagekräftig.

Eine Alternative könnten sog. Crash-Pulses-Recorder darstellen, die in den PKW fest eingebaut sind und den Beschleunigungsverlauf aufzeichnen können.

Bis zum generellen Einsatz der Geräte in allen Fahrzeugen, sollte bei jeder Kollision die individuelle Prüfung der Anwendbarkeit der Harmlosigkeitsgrenze erfolgen.

6.0 *Literaturverzeichnis*

1. Nachweis einer HWS-Verletzung bei niedriger kollisionsbedingter Geschwindigkeitsänderung. *Recht + Schaden* 29: 370-371, 2002.
2. Verkehr in Zahlen 2003/2004. 32, Deutscher Verkehrs-Verlag, DIW Berlin, Jahrgang: 114-219, 2004.
3. **Ahlgren C, Waling K, Kadi F, Djupsjobacka M, Thornell LE, and Sundelin G.** Effects on physical performance and pain from three dynamic training programs for women with work-related trapezius myalgia. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33: 162-169, 2001.
4. **Aldman B, Kullgren A, Lie A, and Tingvall C.** Crash pulse recorder (CPR)-development and evaluation of a low cost device for measuring crash pulse and delta-V in real life accidents. *Proceedings of the 13th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, Paris, 188-192, 1991.
5. **Anderson RD, Welcher JB, Szabo TJ, Eubanks JJ, and Haight WRR.** Effect of Braking on Human Occupant and Vehicle Kinematics in Low Speed Rear-End Collisions. *16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, Windsor, Canada, 1-13, 1998
6. **Avery M.** The relationship between vehicle damage and injury. Delta V versus Crash Pulse. *Whiplash 2000*, edited by Lyons and Davidson, Barth, England, 125-134, 2000.
7. **Baily M, Wong B, and Lawrence J.** Data and methods for estimating the severity of minor impact. *Society of Automotive Engineers, International Congress and Exposition*, 639-675, 1995.

-
8. **Balla JI.** The late whiplash syndrome. *The Australian and New Zealand journal of surgery* 50: 610-614, 1980.

 9. **Barnes JS, Morris AP, Fieldes BN, and Newstead SV.** Airbag Effectiveness in Real World Crashes. Clayton, Victoria 3800, Australia: Monash University Accident Research Centre, 1-7.

 10. **Becke M and Castro WHM.** Zur Belastung von Fahrzeuginsassen bei leichten Seitkollisionen. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 11: 293-298, 1999.

 11. **Becke M and Castro WHM.** Zur Belastung von Fahrzeuginsassen bei leichten Seitkollisionen. Teil II. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*: 225-228, 2000.

 12. **Blouin JS, Descarreaux M, Belanger-Gravel A, Simoneau M, and Teasdale N.** Attenuation of human neck muscle activity following repeated imposed trunk-forward linear acceleration. *Experimental Brain Research* 150: 458-464, 2003.

 13. **Boström O, Bohmann K, and Haland Y.** New AIS I long-term neck injury criteria candidates, based on real frontal crash analysis. *International Conference on the Biomechanics of impacts*, Montpellier, 249-264, 2000.

 14. **Brault JR, Wheeler JB, Siegmund GP, and Brault EJB.** Clinical response of human subjects to rear-end automobile collisions. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 79: 72-80, 1998.

 15. **Braun T, Jhoun J, Braun M, Wong B, Boster T, Kobayashi T, Perez F, and Helser G.** Rear-end impact testing with human test subjects. *Society of Automotive Engineers, Paper* 2001-01-0168, 2001.

-
16. **Cameron MH.** The effect of seat belts on minor and severe injuries measured on the abbreviated injury scale. *Accident Analysis & Prevention* 13: 17-28, 1981.
 17. **Cassidy JD, Carroll LJ, Cote P, Lemstra M, Berglund A, and Nygren A.** Effect of eliminating compensation for pain and suffering on the outcome of insurance claims for whiplash injury. *New England Journal of Medicine* 342: 1179-1186, 2000.
 18. **Castro WH, Schilgen M, Meyer S, Weber M, Peuker C, and Wortler K.** Do "whiplash injuries" occur in low-speed rear impacts? *European Spine Journal* 6: 366-375, 1997.
 19. **Castro WHM and Mazzoto I.** Stellenwert der verkehrstechnischen Analyse zur Ermittlung der kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung beim "HWS-Schleudertrauma". *Neue Zeitschrift für Verkehrsrecht* 11: 449-496, 2001.
 20. **Castro WHM, Meyer SJ, Becke ME, R, Nentwig CG, Hein MF, Ercan BI, Thomann S, Wessels U, and Du Chesne AE.** No stress - no whiplash? Prevalence of "whiplash" symptoms following exposure to a placebo rear-end collision. *International Journal of Legal Medicine*: 316-322, 2001.
 21. **Chapline JF, Ferguson SA, Lillis RP, Lund AK, and Williams AF.** Neck pain and head restraint position relative to the driver's head in rear-end collisions. *Accident Analysis & Prevention* 32: 287-297, 2000.
 22. **Cholewicki J, Panjabi MM, Nibu K, Babat LB, Grauer JN, and Dvorak J.** Head kinematics during in vitro whiplash simulation. *Accident Analysis & Prevention* 30: 469-479, 1998.
 23. **Croft A.** Low speed rear impact collision (LOSRIC). edited by Mürner J and Ettlin T, Basel, 74, 1998.

-
24. **Davidsson J, Deutscher C, Hell W, Linder A, Lövsund P, and Svensson MY.** Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, Goteborg, Sweden, 289-301, 1998
25. **Davidsson J, Flogard A, Lövsund P, and Svensson MY.** BioRid P3-Design and Performance Compared to Hybrid III and Volunteers in Rear Impacts at Delta V = 7 km/h. *Society of Automotive Engineers Paper 99SC16*: 253-256, 1999.
26. **Deans GT, Magalliard JN, Kerr M, and Rutherford WH.** Neck sprain--a major cause of disability following car accidents. *Injury* 18: 10-12, 1987.
27. **Deutscher C.** *Bewegungsablauf von Fahrzeuginsassen beim Heckaufprall*. München: Eurotax (International), 1993.
28. **Eichberger A, Geigl BC, Moser A, Fachbach B, and Steffan H.** Comparison of different car seats regarding head-neck kinematics of volunteers during rear end impact. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts.*, Dublin, 153-164, 1996.
29. **Eichberger A, Steffan H, Geigl BC, Svensson MY, Boström O, Leinzinger P, and Darok M.** Evaluation of the applicability of the neck injury criterion (NIC) in rear end impacts on the basis of human subject test. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, 1-14, 1998.
30. **Evans L.** Ade Dependence of Female To Male Fatality Risk From the Same Crash: An Independent Reexamination. *43rd Annual Proceedings of the Association for the Advancement of Automotive Medicine Conference*, Barcelona, Sitges, 225-238, 1999.
31. **Evans L.** The Effectiveness of safety belts in preventing fatalities. *Accident Analysis & Prevention* 18: 229-241, 1986.

-
32. **Ewing CL, Thomas DJ, Lustick L, Muzzy III WH, Willems G, and Majewski PL.** The Effect of Duration, rate of onset and peak sled acceleration on the dynamic response of the human head and neck. *Proceedings of the 20st Stapp Car Crash Conference*, 3-41, 1976.
33. **Farmer CM, Wells JK, and Werner JV.** Relationship of head restraint positioning to driver neck injury in rear-end crashes. *Accident Analysis & Prevention* 31: 719-728, 1999.
34. **Foret-Bruno JY, Dauvilliers F, Tarriere C, and Mack P.** Influence of the seat and head rest stiffness on the risk of cervical injuries in rear impact. *Proceedings of the 13th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, 968-974 1991.
35. **Freeman MD, Croft AC, Rossignol AM, Weaver DS, and Reiser M.** A review and methodologic critique of the literature refuting whiplash syndrome. *Spine* 24: 86-96, 1999.
36. **Garces GL, Medina D, Milutinovic L, Garavote P, and Guerado E.** Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Medicine and science in sports and exercise* 34: 464-470, 2002.
37. **Gay JR and Abbott KH.** Common whiplash injuries of the neck. *Journal of American medical Association* 29: 1698-1704, 1953.
38. **Geigl B, Steffan H, Dippel C, Muser M, Walz F, and Svensson MY.** Comparison of Head-Neck Kinematics During Rear End Impact Between Standard Hybrid III, RID Neck, Volunteers and PMTO's. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, Brunnen, Switzerland, 261-270, 1995.
39. **Geigl BC, Steffan H, Leinzinger P, Mühlbauer M, and Bauer G.** The movement of head and cervical spine during rear-end impact. *Proceedings of the*

International Conference on the Biomechanics of impacts, Lyon, France, 127-137, 1994.

40. **Grauer JN, Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, and Dvorak J.** Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. *Spine* 22: 2489-2494, 1997.

41. **Grimm RJ.** Inner Ear injuries in whiplash. *Journal of Whiplash & Related Disorders* 1: 65-75, 2002.

42. **Großer W.** Gefahr erkannt - Risiko gebannt? *Deutsches Autorecht*, 8: 426-434, 2004.

43. **Heitplatz F, Sferco R, Fay PA, Reim J, and de Vogel D.** Development of a generic low speed rear impact pulse for assessing soft tissue neck injury risk. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, München, Germany, 1-12, 2002.

44. **Hell W, Langwieder K, and Walz F.** Reported soft tissue neck injuries after rear-end car collisions. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, Göteborg, Sweden, 261-274 1998.

45. **Hell W, Schick S, and Langwieder K.** Epidemiology of cervical spine injuries in rear-end collisions and influence of different anthropometric parameters in human volunteer tests. In: *Frontiers in Whiplash Trauma*, edited by Yoganandan N and Pintar FA: IOS Press, 146-163, 2000.

46. **Hill AV.** The Series Elastic Component of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of Edinburgh. Section B: Biology* 137: 273-280, 1958.

47. **Hodgson SP and Grundy M.** Whiplash injuries: Their Long-term Prognosis and Its Relationship to Compensation. *Neuro-Orthopaedics* 7: 88-91, 1989.

-
48. **Holthöfer.** 1982. in Löhle U, Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule: Problematik aus technischer Sicht Unfallchirurgie 24 106-114 1998
49. **Jakobsson L, Lundell B, Norin H, and Isaksson-Hellman I.** WHIPS-- Volvo's Whiplash Protection Study. *Accident Analysis & Prevention* 32: 307-319, 2000.
50. **Jakobsson L and Norin H.** Parameters influencing the risk of AIS I neck injuries in frontal and side impacts. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, Montpellier, 235-248, 2000.
51. **Jakobsson L, Norin H, and Bunketorp O.** In-depth study of whiplash associated disorders in frontal impacts: influencing factors and consequences. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, 1-12, 2002.
52. **Jakobsson L, Norin H, Jernström C, Svensson S, Johnsen P, Isaksson-Hellman I, and Svensson M.** Analysis of different head and neck responses in rear-end car collisions using a new humanlike mathematical model. *Society of Automotive Engineers Paper* 13-0007, 1994.
53. **Johnson RM, Owen JR, Hart DL, and Callahan RA.** Cervical orthosis: a guide to their selection and use. *Clinical orthopaedics and related research* 34-45, 1981.
54. **Kamieth H.** *Das Schleudertrauma der Halswirbelsäule.* Stuttgart: H Kamieth, 1-178 1990.
55. **Kaneoka K, Ono K, Inami S, and Hayashi K.** Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading. *Spine* 24: 763-769; discussion 770, 1999.

-
56. **Kaneoka K, Ono K, Inami S, Ochiai N, and Hayashi K.** The human cervical spine motion during rear-impact collisions: a proposed cervical facet injury mechanism during whiplash trauma. *Journal of Whiplash & Related Disorders* 1: 85-97, 2002.
57. **Karlsborg M, Smed A, Jespersen H, Stephensen S, Cortsen M, Jennum P, Herning M, Korfitsen E, and Werdelin L.** A prospective study of 39 patients with whiplash injury. *Acta neurologica Scandinavica* 95: 65-72, 1997.
58. **Kivioja J, Sjalín M, and Lindgren U.** Psychiatric morbidity in patients with chronic whiplash-associated disorder. *Spine* 29: 1235-1239, 2004.
59. **Kornhauser M.** Delta-V thresholds for cervical spine injury. *Society of Automotive Engineers, Technical Paper Series* 960093: 1-13, 1996.
60. **Krafft M.** Influence of velocity change and car acceleration. In: *Frontiers in whiplash trauma*, edited by Yoganandan N and Pintar FA: IOS Press, 99-117, 2000.
61. **Krafft M, Kullgren A, Lie A, and Tingvall C.** The risk of whiplash injury in rear seat compared to the front seat in rear impacts. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, München, Germany, 1-8, 2002.
62. **Krafft M, Kullgren A, Tingvall C, Bostrom O, and Fredriksson R.** How crash severity in rear impacts influences short- and long-term consequences to the neck. *Accident Analysis & Prevention* 32: 187-195, 2000.
63. **Krafft M, Kullgren A, Ydenius A, and Tingvall C.** The correlation between crash pulse characteristics and duration of symptoms to the neck - crash recording in real life rear impacts. *17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, Amsterdam, 1-7, 2001.

-
64. **Kullgren A, Krafft M, Nygren A, and Tingvall C.** Neck injuries in frontal impacts: influence of crash pulse characteristics on injury risk. *Accident Analysis & Prevention* 32: 197-205, 2000.
65. **Kullgren A, Lie A, and Tingvall C.** Crash pulse recorder--validation in full scale crash tests. *Accident Analysis & Prevention* 27: 717-727, 1995.
66. **Kumar S, Narayan Y, and Amell T.** Role of awareness in head-neck acceleration in low velocity rear-end impacts. *Accident Analysis & Prevention* 32: 235-241, 2000.
67. **Larder DR, Twiss MK, and Mackay GM.** Neck injury to car occupants using seat belts. *Proceedings of the 29th Association for the Advancement of Automotive Medicine Conference*, 153-168, 1995.
68. **Larsson P, Lie A, and Tingvall C.** Safty development in modern cars as seen in real life accidents. *Crash-Tech special '98 Conference at TÜV Akademie*, München, 1-8, 1998.
69. **Linder A, Avery M, Krafft M, Kullgren A, and Svensson MY.** Acceleration pulses and crash severity in low velocity rear impacts - real world data and barrier tests. *International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, 1-10, 2001.
70. **Linder A, Lovsund P, and Steffan H.** Validation of the BioRID P3 Against Volunteer PMHS Test Data and Comparison to the Hybrid III in Low-Velocity Rear-end Impacts. *Association for the Advancement of Automotive Medicine*, Spain, 367-381, 1999.
71. **Löhle U.** Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule: Problematik aus technischer Sicht Unfallchirurgie 24 106-114 1998

-
72. **Lövsund P, Nygren A, Salen B, and Tingvall C.** Neck Injuries in Rear End Collisions among Front and Rear Seat Occupants. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, Bergisch-Gladbach, 319-325, 1988.
73. **Lövsund P and Svensson MY.** Suitability of the available mechanical neck models in low velocity rear-end impacts. *Proceedings of the CNR-PFT2 ELASIS International Conference on Active and Passive Automobile Safety*, Capri, Italy, 155-162, 1996.
74. **Luan F, Yang KH, Deng B, Begeman PC, Tashman S, and King AI.** Qualitative analysis of neck kinematics during low-speed rear-end impact. *Clinical Biomechanics* 15: 649-657, 2000.
75. **Lucka J.** Neue Erkenntnisse zum sogenannten HWS-Schleudertrauma. *Versicherungsmedizin*: 124-130, 1998.
76. **Lucka J.** Schleudertrauma - Update. Eine Zusammenfassung der neueren Erkenntnisse. *Schleswig-Holsteinisches Ärzteblatt*: 255-260, 1997.
77. **Lundberg U.** Stress responses in low-status jobs and their relationship to health risks: musculoskeletal disorders. *Annals of the New York Academy of Sciences* 896: 162-172, 1999.
78. **Lundell B, Alfredsson B, Lindström M, and Simonsson L.** The Whips Seat - A Car Seat for Improved Protection against neck injuries in rear end impacts. *16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, Windsor, Canada, 1586-1596, 1998.
79. **MacNab I.** Acceleration injuries of the cervical spine. *Journal of Bone and Joint Surgery* 46.A: 1797-1799, 1964.

-
80. **Magnusson ML, Pope MH, Hasselquist L, Bolte KM, Ross JS, Goel VK, Lee JS, Spratt K, Clark CR, and Wilder DG.** Cervical electromyographic activity during low-speed rear impact. *European Spine Journal* 8: 118-125, 1999.
81. **Matsushita T, Sato TB, Hirabayashi K, Fujimura S, Asazuma T, and Takatori T.** x-Ray study of the human neck motion due to head inertia loading. *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*, Paper 942208, 1994.
82. **Matsushita T, Sato TB, Hirabayashi K, Fujimura S, Asazuma T, and Takatori T.** x-Ray study of the human neck motion due to head inertia loading. *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*, Paper 942208, 1994
83. **McConnell WE, Howard RP, Guzman HM, Bomar JB, Raddin JH, Benedict JV, Smith LH, and Hatsell CP.** Analysis of human test subject responses to low velocity rear end impacts. *Society of Automotive Engineers Paper* 930889: 21-30, 1993.
84. **McConnell WE, Howard RP, and v Poppel J.** Human head and neck kinematics after low velocity rear-end impacts - understanding "whiplash". *Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference*, San Diego, 215-238, 1995.
85. **Mertz HJ and Patrick LM.** Investigation of the Kinematics and kinetics of Whiplash. *Proceedings of the 11th Stapp Car Crash Conference*, P-20, New York. Society of Automotive Engineers, Inc., 1967.
86. **Mertz HJ and Patrick LM.** Strength and response of human neck. *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference*, 207-255, 1971.
87. **Meyer S.** Zur Belastung der Halswirbelsäule bei Lkw-Pkw-Auffahrkollisionen. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*, 11, 315-320, 1996.

-
88. **Meyer S, Hugemann W, and Weber M.** Zur Belastung der Halswirbelsäule durch Auffahrunfälle - Teil 1. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 32: 15-21, 1994.
89. **Meyer S, Hugemann W, and Weber M.** Zur Belastung der Halswirbelsäule durch Auffahrunfälle - Teil 2. Vertiefende kollisionsmechanische Betrachtungen. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 32: 187-199, 1994.
90. **Meyer S, Weber M, Castro WHM, Schilgen M, and Peuker C.** The Minimal Collision Velocity for Whiplash. In: *Whiplash Injuries Current Concepts in Prevention, Diagnosis, and Treatment of the Cervical Whiplash Syndrom*, edited by Gunzburg: Lippincott-Raven publishers, 95-115, 1998.
91. **Meyer S, Weber M, Kalthoff W, and Schilgen M.** Freiwilligenversuche zur Belastung der Halswirbelsäule durch Pkw-Heckanstöße. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 1: 13-24, 1999.
92. **Miltner E.** Verkehrsunfälle und Unfallrekonstruktion, Medizinische Aspekte. *Rechtsmedizin* 1: 40-53, 2002.
93. **Morris AP and Thomas P.** A Study of soft tissue neck injuries in the UK. *International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, Melbourne, Australia, 1-6, 1996.
94. **Morris F.** Do head restraints protect the neck from whiplash injuries? *Archives of Emergency Medicine* 6: 17-21, 1989.
95. **Mühlbauer M, Eichberger A, Geigl B, and Steffan H.** Analysis of Kinematics and acceleration behavior of the head and neck in experimental rear-impact collisions. *Neuro-Orthopaedics* 25: 1-17, 1999.

-
96. **Muser M, Walz F, and Zellmer H.** Biomechanical Significance of the Rebound Phase in Low Speed Rear End impacts. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, Montpellier, France, 411-424, 2000.
97. **Niederer P, Walz F, Muser M, and Zollinger U.** Was ist ein "schwerer", und was ist ein "leichter" Verkehrsunfall? *Schweizerische Aerztezeitung* 82: 1535-1539, 2001.
98. **Nielsen G, Gough J, Little D, West D, and Baker V.** Repeated Low Speed Impacts with Utility Vehicles and Humans. *Accident Reconstruction Journal*, 9, 24-38, 1996.
99. **Nygren A, Gustafsson C, and Tingvall C.** Effect of different types of headrests in rear-end collisions. *Proceedings 10th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, Oxford, England, 85-90, 1985.
100. **O'Neil B, Haddon W, Kelley AB, and Sorenson WW.** Automobile head restraints - Frequency of neck injury claims in relation to the presence of head restraints, *American Journal of Public Health*: 399-406, 1972.
101. **O'Neill B.** Head restraints--the neglected countermeasure. *Accident Analysis & Prevention* 32: 143-150, 2000.
102. **Olsson I, Bunketorp O, Carlsson G, Gustafsson C, Planath I, Norin H, and Ysander L.** An in-depth study of neck injuries in rear end collisions. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, 269-281, 1990.
103. **Ono K, Inami S, Kaneoka K, Gotou T, Kisanuki Y, Sakuma S, and Miki K.** Relationship between Localized spine deformation and cervical vertebral motions for low speed rear impacts using human volunteers. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, Sitges (Spain), 149-164, 1999.

-
104. **Ono K and Kaneoka K.** Motion analysis of cervical vertebrae during low speed rear impacts by the simulated sled. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts.*, Hannover, Germany, 223-237, 1997.
105. **Ono K, Kaneoka K, Wittek A, and Kajzer J.** Cervical Injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts. *41st Stapp Car Crash Conference Society of Automotive Engineers Paper 315*, Florida, 339-356, 1997.
106. **Ono K and Kanno M.** Influence of the physical parameters on the risk to neck injuries in low speed rear-end collisions. *Proceedings of the Conference on the Biomechanics of Impact*, Eindhoven, Netherlands, 201-212, 1993.
107. **Ono K and Kanno M.** Influences of the physical parameters on the risk to neck injuries in low impact speed rear-end collisions. *Accident Analysis & Prevention* 28: 493-499, 1996.
108. **Otte D and Rether JR.** Risk and Mechanisms of injuries to the cervical spine in traffic Accidents. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, 17-32, 1985.
109. **Pope M, Aleksiev A, Hasselquist L, Magnusson M, Spratt K, and Szpalski M.** Neurophysiologic mechanisms of low-velocity non-head-contact cervical acceleration. In: *Whiplash Injuries: Current Concepts in the Prevention, Diagnosis, and Treatment of the Cervical Whiplash Syndrome.*, edited by R G and M S. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p. 89-94.
110. **Qiunlan KP, Annest JL, Myers B, Ryan G, and Hill H.** Neck strains and sprains among motor vehicle occupants - United States, 2000. *Accident Analysis & Prevention* 36: 21-27, 2004.

-
111. **Radanov BP and Dvorak J.** Spine update. Impaired cognitive functioning after whiplash injury of the cervical spine. *Spine* 21: 392-397., 1996.
112. **Radanov P, Sturzenegger M, and Di Stefano G.** [Prediction of recovery from dislocation of the cervical vertebrae (whiplash injury of the cervical vertebrae) with initial assessment of psychosocial variables]. *Orthopäde* 23: 282-286, 1994.
- 113. Romilly DP, Thomson RW, Navin FPD, and Macnabb MJ.** Low speed rear impacts and the elastic proportions of automobiles. Proceedings of the 12th Int. Tech. Conference, Experimental Safety Vehicles, US Dept. of Transport National Highway Traffic Safety Administration, 1199-1205, 1989.
114. **Rosenbluth W and Hicks L.** Evaluating low-speed rear-end impact severity and resultant occupant stress parameters. *Journal of forensic sciences* 39: 1393-1424, 1994.
115. **Ryan GA.** Field Studies of Whiplash in Australia. In: *Frontiers in Whiplash Trauma, Clinical & Biomechanical*, edited by Yoganandan N and Pintar FA. Amsterdam: IOS Press, 164-169, 2000.
116. **Schmidt H, Senn J, Wedig H-D, Baltin H, and Grill C.** Studien zu Frontal- und Seitenaufprall. In: *Schleudertraum - neuester Stand: Medizin, Biomechanik, Recht und Case Management* (1. Auflage ed.). Zürich, 161-163, 2004.
117. **Scott M, McConnell W, Guzman H, Howard R, Bomar J, Smith H, Benedict J, Raddin J, and Hatsell C.** Comparison of Human and ATD Head Kinematics During Low-Speed Rearend Impacts. *Society of Automotive Engineers* 930094, 1993.
118. **Severy DM, Mathewson JH, and Bechtol CO.** Controlled automobile rear-end collisions, an investigation of related engineering and medical phenomena. *Canadian Services Medical Journal* 11: 727-759, 1955.

-
119. **Siegmund GP, Heinrichs BE, Chimich DD, DeMarco AL, and Brault JR.** The effect of collision pulse properties on seven proposed whiplash injury criteria. *Accident Analysis & Prevention* 37: 275-285, 2005.
120. **Siegmund GP, Heinrichs BE, and Wheeler JB.** The influence of head restraint and occupant factors on peak head/neck kinematics in low-speed rear-end collisions. *Accident Analysis & Prevention* 31: 393-407, 1999.
121. **Siegmund GP, King DJ, Lawrence JM, Wheeler JB, Brault JR, and Smith TA.** Head/neck kinematic response of human subjects in low-speed rear-end collisions. *41st Stapp Car Crash Conference*, Warrendale, 357-385, 1997.
122. **Siegmund GP, Sanderson DJ, Myers BS, and Inglis JT.** Awareness affects the response of human subjects exposed to a single whiplash-like perturbation. *Spine* 28: 671-679, 2003.
123. **Siegmund GP, Sanderson DJ, Myers BS, and Timothy Inglis J.** Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *Journal of biomechanics* 36: 473-482, 2003.
124. **Siegmund GP and Williamson PB.** Speed change (ΔV) of amusement park bumper cars. *Proceeding of Canadian Multidisciplinary Road Safety Conference VIII*, Saskatoon SK, 299-308, 1993.
125. **Song D, Uriot J, Trosseille P, Mack C, Tarriere C, Got C, and Domont A.** Modelling and Analysis of Interactions between occupant, seatback and headrest in rear impact. *International Conference on the Biomechanics of Impact*, Dublin, Ireland, 165-185, 1996.
126. **Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, and Zeiss E.** Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management [see comments]

[published erratum appears in Spine 1995 Nov 1;20(21):2372]. *Spine* 20: 1S-73S, 1995.

127. **Squires B, Gargan MF, and Bannister GC.** Soft-tissue injuries of the cervical spine. 15-year follow-up. *Journal of Bone Joint Surgery*, 78 Br: 955-957, 1996.

128. **Sturzenegger M, Radanov BP, and Di Stefano G.** The Effect of accident mechanisms and initial findings on the long-term course of whiplash injury. *Journal of Neurology* 242: 443-449, 1996.

129. **Svensson MY, Lovsund P, Haland Y, and Larsson S.** The influence of seat-back and head-restraint properties on the head-neck motion during rear-impact. *Accident Analysis & Prevention* 28: 221-227, 1996.

130. **Szabo TJ and Welcher JB.** Human subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impacts. *40th Stapp Car Crash Conference*, Albuquerque. *Society of Automotive Engineers*, 295-315, 1996.

131. **Szabo TJ, Welcher JB, Anderson R, Rice M, Ward J, Paolo L, and Carpenter N.** Human occupant kinematic response to low speed rear-impacts. *Society of Automotive Engineers Paper* 940532: 23-35, 1994.

132. **Tanner, CB., Chen, F., Wiechel, JF., Brown, DR., Guenther, DA.:** Vehicle and Occupant Response in Heavy Truck to Car Low Speed Rear Impacts, *Society of Automotive Engineers*, No.970120, 1997.

133. **Tencer AF, Mirza SM, Martin D, Goodwin V, Sackett R, & Schaefer J.** Development of a Retrofit Anti-Whiplash Seat Cushion Based on Studies of Crash Victims and Human Volunteers. In *Frontiers in Whiplash Trauma*, eds Yoganandan N and Pintar FA, pp 389-405, IOS Press, 2000

-
134. **Thomas P and Frampton R.** Large and small Cars in Real-World-Crashes - Patterns of use, Collision Types and Injury Outcomes. *43rd Annual Proceedings of the Association for the Advancement of Automotive Medicine Conference*, Barcelona, Spain, 101-118, 1999.
135. **van den Kroonenberg A, Philippens M, Cappon H, Wismans J, Hell W, and Langwieder K.** Human head-neck response during low-speed rear end impacts. edited by *Society of Automotive Engineers*, Paper 983158, 1998.
136. **van der Donk J, Schouten JS, Passchier J, van Romunde LK, and Valkenburg HA.** The associations of neck pain with radiological abnormalities of the cervical spine and personality traits in a general population. *The Journal of rheumatology* 18: 1884-1889, 1991.
137. **Viano DC and Gargan MF.** Headrest position during normal driving: implication to neck injury risk in rear crashes. *Accident Analysis & Prevention* 28: 665-674, 1996.
138. **Viano DC and Olsen S.** The effectiveness of active head restraint in preventing whiplash. *The Journal of trauma*, 51: 959-969, 2001.
139. **von Koch M, Kullgren A, Lie A, Nygren A, and Tingvall C.** Soft tissue injury of the cervical spine in rear-end and frontal collisions. *Proceedings of the International Conference on the Biomechanics of impacts*, 273-284, 1995.
140. **von Koch M, Nygren A, and Tingvall C.** Impairment pattern in passenger car crashes, a follow-up of injuries resulting in long term consequences. *Proceedings of the 14th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles*, Munich, Germany, 776-781, 1994.
141. **Walz F.** Biomechanical aspects of injuries of the cervical vertebrae. *Orthopäde* 23: 262-267, 1994.

-
142. **Watanabe I, Svensson P, and Arendt-Nielsen L.** Influence of segmental and extra-segmental conditioning, stimuli on cortical potentials evoked by painful electrical stimulation. *Somatosensory & motor research* 16: 243-250, 1999.
143. **Watanabe Y, Ichikawa H, Kayama O, Ono K, Kaneoka K, and Inami S.** Influence of seat characteristics on occupant motion in low-speed rear impacts. *Accident Analysis & Prevention* 32: 243-250, 2000.
144. **Weber M, Badke A, Hausotter W, Welse K, Kreuz P, and Kaiser V.** Anhaltspunkte für die Begutachtung der Halswirbelsäulenverletzungen. *Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie - Mitteilungen und Nachrichten Supplement* 1: 15-30, 2004.
145. **Welcher JB, Szabo TJ, Vos, DP.** Human Occupant Motion in Rear-End Impacts: Effects of Incremental Increases in Velocity Change. *Society of Automotive Engineers*, Paper 2001-01-8999, 2001
146. **Welcher JB and Szabo TJ.** Relationships between seat properties and human subject kinematics in rear impact tests. *Accident Analysis & Prevention* 33: 289-304, 2001.
147. **Welcher JB and Szabo TJ.** Relationships between seat properties and human subject kinematics in rear impact tests. *Accident Analysis & Prevention* 33: 289-304, 2001.
148. **Welcher JB and Szabo TJ.** Relationships between seat properties and human subject kinematics in rear impact tests. *Accident Analysis & Prevention* 33: 289-304, 2001.
149. **West DH, Gough JP, and Harper GTK.** Low speed rear-end collisions testing using human subjects. *Accident Reconstruction Journal* 5: 22-26, 1993.

150. **Winkelstein, B.A., Nightingale, R.W., Richardson, W.J., Myers, B.S.**, Cervical facet joint mechanics: its application to whiplash injury. Proceedings of the 43rd Stapp Car Crash Conference, Paper 99SC15. 243-252, 1999

151. **Zeidler F.** Erfahrungen aus 25 Jahren Unfallforschung bei Mercedes-Benz. Methodik, Maßnahmen, Effizienz. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 33: 246-250, 1995.

7.0 Danksagung

Meinen ersten Dank möchte ich PD Dr. M. Kramer für die freundliche Überlassung des Themas und für seine unermüdliche Unterstützung und seine Hilfe bei der Überarbeitung der Doktorarbeit aussprechen.

Weiterhin danke ich Prof. Dr. E. Hartwig sehr für seine freundliche Hilfe bei der Vorbereitung und Durchführung der Arbeit.

Ohne die Zusammenarbeit mit der DEKRA Ulm und Herrn Martin wäre die Verwirklichung der Doktorarbeit nicht möglich gewesen. Hierfür meinen herzlichsten Dank.

Ein weiteres Dankeschön richte ich an Frau Sander und Frau Hohl von der Abteilung für Biometrie der Universität Ulm, die bei der statistischen Auswertung eine unersetzbare Hilfe waren.

8.0 Anhang

Tabelle 23: Übersicht der rechnerischen und graphischen Verfahren zur Unfallanalyse. Die für das jeweilige Verfahren benötigten Informationen sind mit einem Punkt gekennzeichnet.

Eingangsgrößen		rechnerische Verfahren				graphische Verfahren				
		Band-Schnitt-Verfahren	EES	Vorwärts-Stoß-rechnung	Vorwärts-Kraft-rechnung	Energie-Ring-verfahren	Rhomboid-Schnitt-Verfahren	Drehimpuls-Verfahren	Impuls-Spiegel-Verfahren	Antriebs-Balance-Verfahren
Fahrzeug	Massen	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Schwerpunkt-lagen	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Trägheitsmomente			x	x	x	x	x		
	Radstände			x	x		x	x		
	Kontaktpunkte			x	x	x	x			
Spuren	Kollisionsort	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Einlauf-richtungen	x	eine	x	x	x	x	x	x	x
	Auslauf-impuls	x	x			x	x	x	x	x
	Einlauf-geschw.			x	x					
	Auslauf-drehimpulse						x	x		
Kontaktzone	Restitutions-koeffizient			x		x	x			
	W Def	x	x			x	x			
	EES 1, EES 2		x			x	x			
	Richtung Stoßantrieb	x		x						
	Reibziffer für Kontaktzone			x						
	Deformations-kräfte in der Kontaktzone				x					